

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**AUTOMATICKÉ STANOVENÍ RYCHLOSTI ŠÍŘENÍ
PULZOVÉ VLNY V SEGMENTU TĚLA**

AUTOMATIC DETERMINATION OF THE PULSE WAVE VELOCITY IN A BODY SEGMENT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Dávid Kampo

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Dr. Ing. Vlastimil Vondra

BRNO 2021

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Dávid Kampo

ID: 211202

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Automatické stanovení rychlosti šíření pulzové vlny v segmentu těla

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši stanovení rychlosti šíření pulzové vlny měřené bioimpedanční metodou. 2) Navrhněte metodiku a algoritmy pro její stanovení pro jednotlivé segmenty těla. Uvažujte případy, kdy je k dispozici pouze bioimpedanční signál pro daný segment. 3) V programovém prostředí MATLAB realizujte navržené algoritmy a otestujte je na vybraném vzorku dat. 4) V programovém prostředí MATLAB vytvořte uživatelské prostředí pro stanovení rychlosti šíření pulzové vlny zahrnující všechny požadované typy segmentů těla. 5) Analyzujte předloženou skupinu subjektů a výsledky vhodnou formou prezentujte. Uveďte rychlost šíření pulzové vlny pro jednotlivé zadané segmenty těla.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] ENDERLE, J.D., BLANCHARD, S.M., BRONZINO, J.D. Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, San Diego, 2000. ISBN: 9780123749796.

[2] WEBSTER, J.G. Bioinstrumentation. John Wiley & Sons, Hoboken, 2004. ISBN: 978-0-471-26327-2.

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 28.5.2021

Vedoucí práce: Dr. Ing. Vlastimil Vondra

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Bakalárska práca sa zaoberá témou šírenia rýchlosti pulzovej vlny v rôznych segmentoch tela človeka a jej snímaniu prostredníctvom bioimpedancie. Vzhľadom na danú tematiku, práca obsahuje dôkladný popis pulzovej vlny a jej rýchlosti v súvislosti s diagnostikou a prevenciou kardiovaskulárnych ochorení, ktoré majú vo svete pomerne vysokú prevalenciu. Pri stanovení PWV dochádza k súčasnému snímaniu EKG, ktoré pomáha pri správnej detekcii tranzitných časov a výslednému určeniu PWV. Hlavný cieľ práce je preukázať, že stanovenie PWV je možné vykonávať aj bez signálov EKG, čo celý proces uľahčuje, zefektívňuje a robí ho dostupnejším. Tento cieľ práce bol naplnený a práca obsahuje popis algoritmu, ktorý vyhodnocuje dĺžku tranzitných časov a následne vyjadruje PWV. Tento algoritmus bol implikovaný do štruktúry GUI v prostredí Matlab, v rámci návrhu prostredia, v ktorom užívateľ môže analyzovať PWV. Testovanie algoritmu prebehlo na vzorke dát od 21 subjektov, kde v rámci sledovaných rýchlostí pulzovej vlny sa všetky tieto rýchlosti v priemere nachádzajú v fyziologickom rozhraní 5-15 m/s. Zlatým štandardom pri stanovení PWV je cfPWV, ktorej priemerná hodnota pre dané subjekty je 7,54 m/s, čo sa zhoduje aj s výsledkami v rámci iných štúdií, ktoré hodnotili tento parameter.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

rýchlosť pulzovej vlny, PWV, pulzová vlna, bioimpedancia, kardiovaskulárne ochorenia, srdce, poddajnosť ciev, cfPWV, ctPWV, crPWV, ftPWV, Matlab

ABSTRACT

This Bachelor's thesis deals with a propagation of a pulse wave velocity in different body segments and its measurement through bioimpedance. In connection with this topic, the work includes a profound description of a pulse wave and its velocity in regards to diagnostics and prevention of cardiovascular diseases that have been prevailing in recent years. During the process of determination of PWV, ECG is recorded, as it helps to accurately estimate the relevant transition times and the resulting PWV. The main purpose of this work is to validate that PWV can be determined without supportive ECG signals, what as a result makes the whole process simpler, more effective and available. The main target of this work has been successfully achieved and the algorithm for an evaluation of transition times and determination of PWV is described in the work. Moreover, the algorithm is implied to the structure of GUI in Matlab program where the interface has been designed to suit the user's needs to analyse PWV. Highlighting the validation process and functionality of the algorithm, signals from 21 subjects have been used to assess some of the most frequent analysed PWVs and all average values of velocities are within a physiological range from 5 m/s to 15 m/s. cfPWV is considered as a golden standard when it comes to PWV and the average value for all 21 subjects has been estimated to 7,54 m/s what corresponds with values from scientific studies that have been assessing cfPWV.

KEYWORDS

pulse wave velocity, PWV, pulse wave, bioimpedance, cardiovascular diseases, heart, arterial compliance, cfPWV, ctPWV, crPWV, ftPWV, Matlab

KAMPO, Dávid. *Automatické stanovení rychlosti šíření pulzové vlny v segmentu těla*. Brno, 2021, Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134380>. Bakalárska práca. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedúci práce: Dr. Ing. Vlastimil Vondra,

VYHLÁSENIE

Vyhlasujem, že svoju bakalársku prácu na tému „Automatické stanovení rychlosti šíření pulzové vlny v segmentu těla“ som vypracoval samostatne pod vedením vedúceho bakalárskej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autor uvedenej bakalárskej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto bakalárskej práce som neporušil autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahol nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomý následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autora

POĎAKOVANIE

Rád by som poďakoval vedúcemu bakalárskej práce pánovi Dr. Ing. Vlastimilovi Vondrovi za odborné vedenie, konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	12
1 Srdce a pulzová vlna	13
1.1 Srdcový cyklus	13
1.2 Pulzová vlna	15
1.2.1 Fyziológia pulzovej vlny	16
1.2.2 Popis artérií systémového obehu	17
1.2.3 Charakteristika tlakovej pulzovej vlny	20
2 Faktory vplývajúce na šírenie pulzovej vlny	23
2.1 Vek a pohlavie	23
2.2 Krvný tlak	24
2.3 Tepová frekvencia	25
2.4 Fyzická aktivita, strava a životospráva	26
2.5 Stres	27
3 Výpočet rýchlosti pulzovej vlny	29
3.1 Výpočet PWV na základe TT (tranzitného času)	29
3.2 Výpočet ePWV	30
3.3 Výpočet PWV na základe cievnych parametrov	31
4 Metódy merania pulzovej vlny	32
4.1 Invazívne a neinvazívne metódy merania pulzovej vlny	32
4.2 Regionálne a lokálne merania PWV	33
5 Bioimpedančné snímanie pulzovej vlny	35
5.1 Zariadenie pre meranie parametrov krvného toku a metódy jeho pripojenia	35
6 Praktická časť	38
6.1 Popis vzorkovej množiny dát	38
6.2 Popis algoritmu pre stanovenie odhadu PWV	40
6.2.1 Odvodenie charakteristického priebehu vln v jednotlivých kanáloch	42
6.2.2 Princíp stanovenia tranzitného času a PWV algoritmom	43
6.3 Výsledky práce	52
6.3.1 Popis GUI pre stanovenie PWV	52
6.3.2 Štatistické vyhodnotenie celej skupiny subjektov	58

Závěr	64
Literatúra	65
Zoznam symbolov, veličín a skratiek	70

Zoznam obrázkov

1.1	Fázy srdcového cyklu (prevzaté z [1])	14
1.2	Funkčné krivky v priebehu srdcového cyklu (prevzaté z [4])	15
1.3	Zobrazenie tlaku a rýchlosti krvi v systémovom obehu (prevzaté z [6])	16
1.4	Pulzový prietok, tlak a zmena priemeru cievy v procese šírenia pulzovej vlny (prevzaté z [10])	17
1.5	Zobrazenie systémového obehu a ciev sa na ňom účastniacich (prevzaté z [12])	18
1.6	Zobrazenie vrstiev cievy (prevzaté z [14])	19
1.7	Zobrazenie interferencie doprednej a odrazenej vlny (prevzaté z [16])	21
1.8	Ilustračné zobrazenie interferencie doprednej a odrazenej vlny u mladého a staršieho človeka (prevzaté z [10])	22
2.1	Vplyv veku na PWV (prevzaté z [20])	23
2.2	Vplyv tepovej frekvencie na PWV (prevzaté z [23])	25
2.3	Vplyv stresu na PWV a VI (prevzaté z [37])	27
3.1	Zobrazenie cievnej poddajnosti a jej efektu na TK (prevzaté z [26])	29
3.2	Grafické znázornenie výpočtu PWV cez TT (prevzaté z [28])	30
5.1	Schéma zapojenia meracieho zariadenia (prevzaté z [34])	36
6.1	Ilustrácia snímania základných kanálov na ľudskom tele (obrázok tela prevzatý z [39])	38
6.2	Zobrazenie rozdielu medzi filtrovaným korelovaným a nekorelovaným signálom	41
6.3	Schematické znázornenie priemerovania vln	42
6.4	Vývojový diagram algoritmu	44
6.5	Ukážka kvalitného úseku v signáloch po korelácii	46
6.6	Vývojový diagram algoritmu	47
6.7	Ukážka detekcie rovnakého počtu vrcholov v oboch korelovaných signáloch	48
6.8	Ukážka chybné detekovaného signálu na a. carotis	49
6.9	Ukážka selekcie vrcholov v signáloch pri nerovnomernom zastúpení detekovaných vrcholov	50
6.10	Ilustrácia prostredia GUI po vyplnení údajov užívateľom	53
6.11	Ilustrácia princípu detekovania vrcholov cez parameter minimálnej dĺžky R-R intervalu	54
6.12	Zobrazenie okna pre nastavenie detekcie vrcholov v GUI	55
6.13	Ilustrácia princípu fungovania vyradovacieho parametru vrcholov v GUI	56
6.14	Zobrazenie okna pre nastavenie filtra v GUI	57

6.15 Ukážka zobrazenia dialógových okien v GUI	58
6.16 Grafické znázornenie priemerných TT v jednotlivých meraných kanáloch	59
6.17 Grafické znázornenie priemerných PWV v jednotlivých meraných kanáloch	61

Zoznam tabuliek

1.1	Prehľad arterií v ľudskom tele (zdroj:[12])	19
6.1	Tabuľka subjektov s zodpovedajúcimi vzdialenosťami medzi meriacimi kanálmi	40
6.2	Tabuľka iniciálnych hodnôt parametrov v GUI	52
6.3	Tabuľka nameraných TT medzi meriacimi kanálmi u jednotlivých subjektov	60
6.4	Tabuľka stanovených PWV u jednotlivých subjektov	63

Úvod

Kardiovaskulárne ochorenia, veľmi často označované aj ako CVD (Cardiovascular Diseases), sú najčastejšou príčinou úmrtí v jednotlivých krajinách a predstavujú tak číslo jedna v rebríčku najčastejších príčin úmrtí vo svete. O tomto nepríjemnom trende svedčia aj štatistiky WHO (World Health Organization) z roku 2019, kedy **ischemická choroba srdca a cievná mozgová príhoda** sú 2 najčastejšie vyskytujúce sa formy CVD. V číslach tak CVD stoja za približne 18 miliónov úmrtí ročne, čo je 31%. Zaražajúcim faktom je, že veľa týchto úmrtí je odvrátiteľných včasnou diagnostikou, liečbou a následnou pravidelnou prevenciou. Pre zvýšenie prevencie proti CVD v spoločnosti je nutné prichádzať s čo najmenej intenzívnymi metódami diagnostiky, kedy je komfort pacienta pri vyšetrení zabezpečený a pacient nie je nijako konfrontovaný nepríjemnými skúsenosťami, ktoré by sa mohli neskôr podpísať na zanedbávaní prevencie.[35]

Táto bakalárska práca sa zaoberá bioimpedančným snímaním šírenia pulznej vlny v rôznych segmentoch tela, čím snímame vlnu priestorovo a vieme posúdiť jej meniacu sa rýchlosť v rôznych častiach tela a determinovať jej fyziologické rozhranie. Snímanie PWV (Pulse Wave Velocity) je jedným zo zlatých štandardov pre neinvazívne posúdenie stavu krvného riečiska a môže v rámci diagnostiky slúžiť ako ukazovateľ mnohých kardiovaskulárnych ochorení. Pri určovaní PWV sa mnohokrát využíva signál EKG, ktorý napomáha k presnejšiemu určeniu PWV podľa R kmitov v EKG. Bakalárska práca v nasledujúcich kapitolách rozoberá základnú teóriu pre pochopenie danej tematiky a následne v praktickej časti približuje určenie PWV a to bez využitia sprievodného signálu EKG.

1 Srdce a pulzová vlna

Srdce ako čerpadlo krvi v ľudskom tele je jeden z orgánov, ktorý je pre ľudský život nevyhnutný. Práve jeho aktivita je dnes predmetom záujmu sledovania v medicínskom prostredí ako aj iné prejavy srdcovej činnosti ako je *krvný tlak* alebo *tepová frekvencia*, ktoré patria medzi základné vitálne funkcie.

Do popredia sa v dnešnej dobe dostáva aj parameter srdcovej činnosti, ktorým je **pulzová vlna**. Práve jej analýza a sledovanie je aj predmetom tejto bakalárskej práce. *Pulzová vlna*, jej vznik, propagácia a tvar je prejavom a výsledkom samotnej srdcovej činnosti a akékoľvek zmeny v tvare alebo šírení pulzovej vlny nám môžu napovedať a potenciálnej patológii, preto v jednotlivých kapitolách priblížim danú tematiku od základného princípu srdcovej činnosti až po vznik pulzovej vlny a jej popisu.

1.1 Srdcový cyklus

Srdcový cyklus obsahuje dva základné javy, ktorými sú *systola* (*stiahnutie/kontrakcia myokardu*) a *diastola* (*uvoľnenie/ochabnutie myokardu*). Systola a diastola sa pravidelné striedajú v rámci každého srdcového cyklu a sú charakteristické zmenami tlaku a objemu v komorách ako aj zmenami, ktoré možno pozorovať na úrovni EKG a FKG (čo zobrazujú obr. 1.1 a 1.2), pričom platí, že akcia predsieni predchádza akcii komôr. Práve v rámci srdcového cyklu dochádza k vzniku pulzovej vlny, ktorá sa šíri cievnym riečiskom.[1, 3]

Srdcový cyklus zahŕňa tieto 4 fázy:

1 **Plniaca fáza**

- Plniaca fáza začína po skončení systoly komôr a uzavretí A-V chlopní (atrio-ventrikulárnych chlopní), kedy nastupuje diastola komôr. V prvej tretine diastoly sa nahromadená krv v sieňach, bez vplyvu kontrakcie svaloviny siení, pod pozitívnym tlakom (približne 16 mmHg [milimetre ortuťového stĺpca - jednotka tlaku]) presúva do komôr - (**fáza rýchleho plnenia komôr**), kedy sa komory naplnia z 80%. V druhej tretine priteká do komôr krv z žíl - **fáza pomalého plnenia komôr**, a v poslednej tretine dochádza ku kontrakcii siení, kedy do komôr pritečie zvyšných 20% do ich plného objemu.

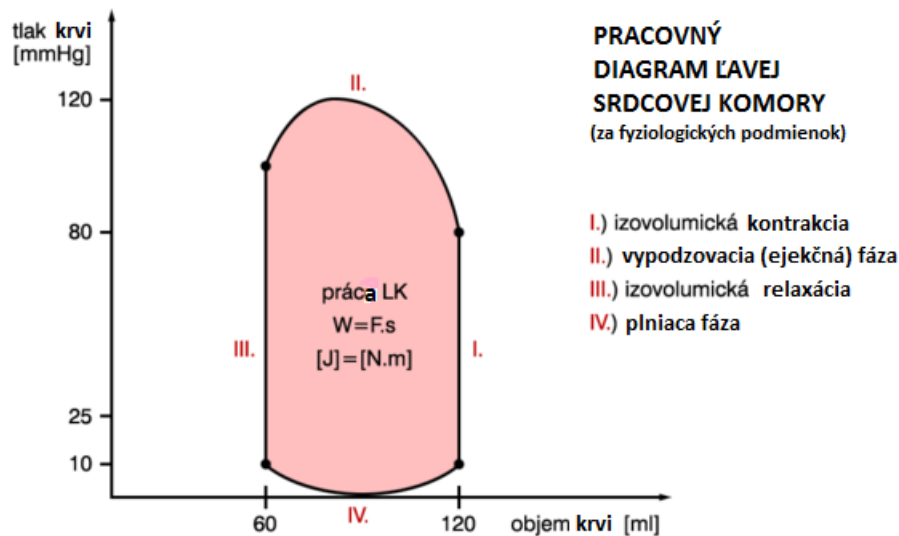
Vnútrokomorový tlak počas tejto fázy klesá až k nule (*diastolický tlak komôr*) a následne pri plnení stúpa na *konečný diastolický tlak* v ľavej komore, kedy dosahuje hodnotu okolo 16 mmHg.

Týmto spôsobom sa prečerpá krv zo siení do komôr, končí komorová diastola a začína ďalšia fáza. Plniaca fáza trvá 400 - 500 ms (milisekunda

- jednotka času rovná 10^{-3} sekundy). [1, 4, 3]

2 Fáza izovolumickej kontrakcie

- Objem komôr sa nijako nemení, ale dochádza k nárastu vnútrokomorového tlaku. V tejto fáze začína kontrakcia *myokardu*, čo sa prejaví ako R kmit v zázname EKG. Postupne sa uzatvárajú atrioventrikulárne cípovité chlopne (*mitrálna a trikuspidálna chlopňa*), tlak v komore narastá. V nasledujúcich 0,02 - 0,03 ms dôjde k nárastu tlaku v komorách, čo spôsobí otvorenie semilunárnych chlopní. Táto fáza trvá približne 60 ms.[1, 3, 4]



Obr. 1.1: Schématické znázornenie priebehu jednotlivých fáz srdcového cyklu.

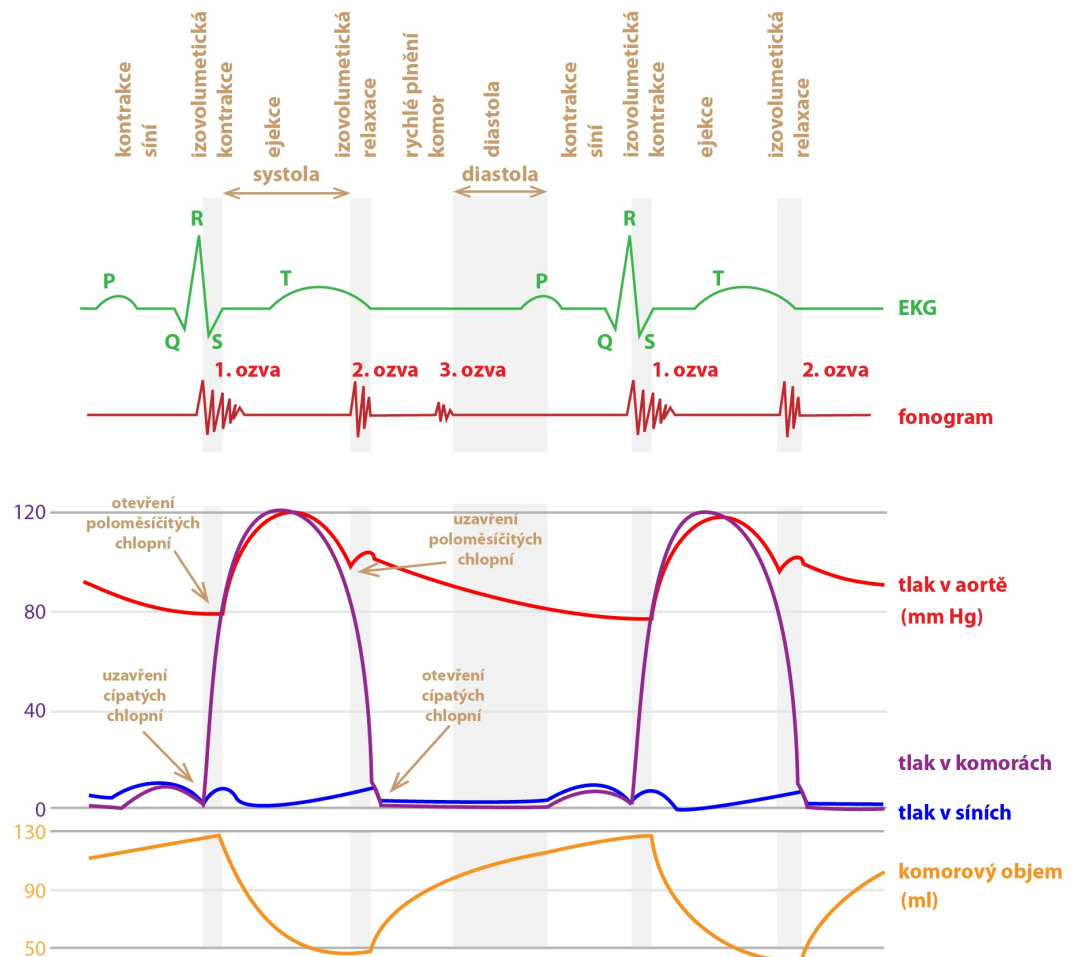
3 Ejekčná fáza

- V tejto fáze sa završuje kontrakcia komôr. Tlak v komorách sa nemení, objem sa zmenšuje. K inicializácii tejto fázy dochádza v momente, keď tlak v komore presiahne diastolický tlak v aorte (80 mmHg) a pľúcnici (8 - 10 mmHg). Semilunárne chlopne (*valva pulmonalis, valva aortalis*) sa otvoria a obsah komôr je vypudený do aorty a artérie pulmonalis pod systolickým tlakom. Keď tlak v komorách klesne pod tlak v tepnách, prúd v tepnách sa na krátky čas obráti a semilunárne chlopne sa zatvoria. Pri vytlačaní krvi z komôr do aorty rozlišujeme 2 fázy:[1, 4, 2]
 - Fáza rýchleho vypudenia - prvá tretina doby ejekčnej fázy, kedy dôjde k vypudeniu približne 70% objemu komory.
 - Fáza pomalého vypudenia - posledné dve tretiny ejekčnej fázy, kedy dochádza k ejekcii 30-tich% vypudzovaného objemu.

Táto fáza trvá okolo 200 ms.

4 Fáza izovolumickej relaxácie

- Intraventrikulárny tlak graduálne klesá, semilunárne chlopne sa zatvárajú a po ich zavretí, tlak v komorách prudko klesá bez zmeny objemu komôr až klesne pod tlak v sieňach, kedy sa cípovité A-V chlopne otvoria a nastáva nová plniaca fáza. Dĺžka tejto fázy je približne 50 ms. [1, 3, 4]



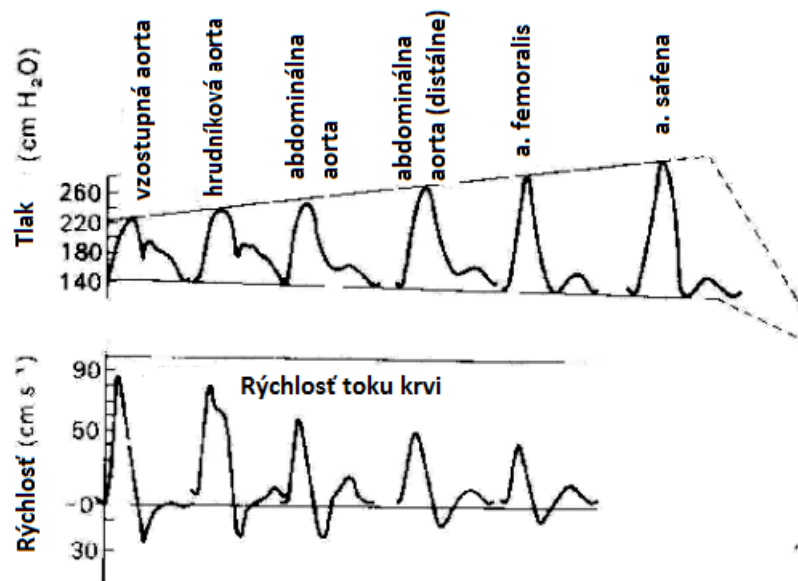
Obr. 1.2: Zobrazenie priebehu srdcového cyklu s zreteľom na priebeh kriviek tlakových a objemových zmien, fonogramu a záznamu EKG.

1.2 Pulzová vlna

Kardiovaskulárny systém je popis zložky **kardiálnej** (srdce) a **vaskulárnej** (cievny rozvodový systém), tento systém zahŕňa **centrálny** a **systémový** obeh. Centrálny obeh pokrýva tok krvi pľúcami a srdce, ktoré generuje **pulzovú vlnu** a sys-

témový obeh je tok krvi z srdca do tela a z tela do srdca. Samotná pulzová vlna je detekovaná v artériách, ktoré sa delia do artérií elastického typu, svalového typu, na malé artérie a arterioly.[5]

Novodobé metódy neinvazívneho vyšetrenia stavu krvného riečišťa sa dnes, okrem iného, zameriavajú aj na sledovanie rýchlosti pulzovej vlny, ide o rýchlosť akou sa **pulzový tlak** šíri v rozvodovom cievnom systéme. Rýchlosť toku krvi je niekoľko metrov za sekundu v aorte a táto rýchlosť klesá na niekoľko milimetrov za sekundu v periférnych cievach, ako to zobrazuje obr. 1.3 v dolnej schéme. Rýchlosť pulzovej vlny je omnoho väčšia a jej rýchlosť sa pohybuje v rozmedzí 5 - 15 m/s (metre za sekundu - jednotka rýchlosti). [5]



Obr. 1.3: Zobrazenie propagácie tlakovej vlny (horná schéma) a rýchlosti toku krvi (dolná schéma) v systémovom obeh u psa. V priebehoch je viditeľný pokles rýchlosti a zvýšenie tlaku v smere prúdenia krvi od srdca k periférii.

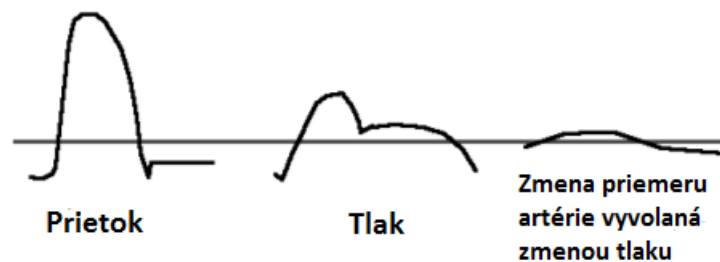
Obr. 1.3 využíva v hornej schéme jednotky cmH₂O (jednotka tlaku - centimeter vody), ide o jednotky tlaku, ktoré sú menej využívané, ale často sa používajú na vyjadrenie tlakov ako sú centrálny venózný tlak, intrakraniálny tlak alebo na určenie tlakov pri umelej pľúcnej ventilácii.[7]

1.2.1 Fyziológia pulzovej vlny

Princípy fyziky, ktoré sa uplatňujú pri cirkulácii krvi v krvnom obeh možno popísať na jednoduchom predstaviteľnom modeli. Tento model pozostáva z piestu a pružnej hadice, ktorá je vyplnená tekutinou. Piest predstavuje model *srdca*, ktorý pumpuje

určitý objem tekutiny do hadice, ktorá predstavuje model *artérií*. Následne si predstavme, že naša hadica nie je pružná ale je tuhá, teda rigidná. V takomto prípade pri pohybe piestu sa tekutina bude v hadici posúvať ako celok v celej jej dĺžke, naopak pri pružnej hadici, ktorá ma rozpínateľné steny, sa posúva iba objem tekutiny od miesta ejekcie (piestu) celým systémom ďalej. V mieste ejekcie, kde je vypudená tekutina, lokálne stúpa tlak, ktorý spôsobí rozťahnutie stien hadice. Napätie v stenách hadice nakoniec vedie k sťahu a posunu objemu tekutiny ďalej, kde dochádza k obdobnému lokálnemu deju a tým dochádza ku kontinuálnemu toku krvi aj v diastole. Tento princíp popisuje aj **Windkessel efekt**, ktorý pojednáva o jave, kedy pri vstupnom pulznom toku krvi do ciev je zachovaný relatívne stabilný výstupný tok krvi.[8, 13, 42]

Celý tento proces priebeha opakovane v rámci srdcového cyklu (kapitola 1.1) pri každej srdcovej systole, kedy je vypudená krv z ľavej komory do aorty a arteriálny systém sa s týmto rýchlo vypudeným objemom vyrovnáva svojou elasticitou. Jednot-



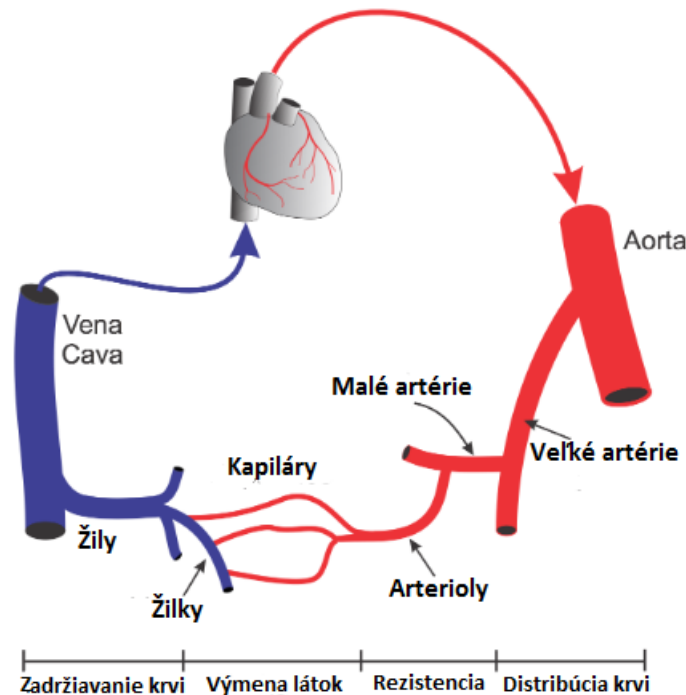
Obr. 1.4: Obrázok znázornenia prietokových, tlakových a objemových zmien pri šírení pulzovej vlny v artériálnom systéme.

livé pulzy vzniknuté pri každej systole sa rýchlo šíria celým arteriálnym systémom a ide o šírenie *pulzovej vlny* pozdĺž obehového systému, ktorá prináša prietokové, tlakové a objemové zmeny, čo zobrazuje aj obr. 1.4.[8, 9]

1.2.2 Popis artérií systémového obehu

Systémový obeh popisuje cestu krvi od systolického vypudenia po jej návrat späť do srdca do pravej siene cez *vena cava*. Vypudenie krvi sa prejavuje ako pulzová vlna, ktorá sa šíri cievami naprieč telom. Po vypudení do **aorty** dochádza vplyvom **aortálnej poddajnosti** k utlmeniu prvotného pulzového tlaku, ktorý je výsledkom náhleho vypudenia krvi v ejekčnej fáze z ľavej komory. **Veľké artérie** sa rozvetvujú z aorty a privádzajú krv k orgánom, napríklad karotídy, mezenterické tepny alebo renálne artérie. Tieto tepny sú schopné dilatácie a kontrakcie. V samotných

orgánoch sa tieto tepny rozvetvujú do meneších **artérií** a nakoniec **arteriol**, tieto posledné dva typy artérií prispievajú k regulácii arteriálneho tlaku krvi ako aj prietoku krvi samotným orgánom. Sú inervované autonómnym nervovým systémom, konkrétne **sympatickým adrenergným systémom**, pomocou ktorého sú schopné dilatácie alebo kontrakcie vhladom na nervovú aktivitu a aktivitu hormónov, preto sa nazývajú ako **rezistentné/odporové**.



Obr. 1.5: Ilustrácia ciev podieľajúcich sa na systémovom obeh, v ktorých sa šíri pulzová vlna.

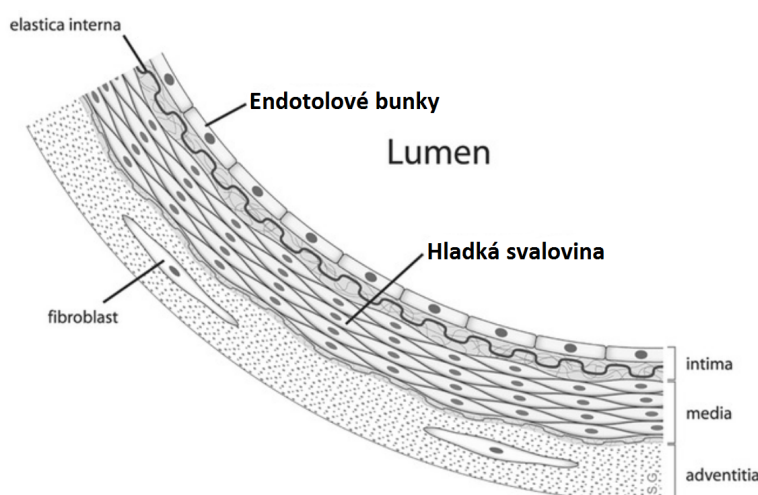
Arterioly postupne strácajú hladkú svalovinu a stávajú sa tenšími a obsahujú nakoniec iba *endotelové bunky* a *bazálnu membránu*, v tomto štádiu sa označujú ako **kapiláry**, ktoré sú dostatočne tenké pre výmenu látok (napríklad: kyslík, oxid uhličitý, voda, elektrolyty, bielkoviny, metabolické substráty, glukóza, aminokyseliny a iné). Kapiláry sa postupne spájajú a formujú **postkapilárne žilky**, v ktorých ešte prebieha výmena látok, ale najmä makromolekúl a tekutín, tie sa tiež spájajú a formujú **väčšie žilky**, v ktorých sa opäť objavuje *hladká svalovina*, preto sú schopné dilatácie a kontrakcie a regulujú tak **kapilárny tlak**. Tieto žilky sa formujú do väčších **žil**, ktoré sú **kapacitné** a zadržiavajú veľké množstvo krvi (okolo 85% z celkového objemu krvi v tele). Nakoniec sa žili zbiehajú do **vena cava superior** (horná dutá žila) a **vena cava inferior** (dolná dutá žila), ktoré ústia do pravej predsene srdca. Cievny systémového obehu zobrazuje aj obr. 1.5.[11, 12]

Tab. 1.1: Prehľad artérií prítomných v ľudskom tele s ich priemerom a funkciou, ktoré sa podieľajú na prenose pulzovej vlny

Typ ciev	Priemer [mm]	Funkcia
Aorta	25	Utlmenie pulzovej vlny a distribúcia krvi
Veľké artérie	1-4	Distribúcia arteriálnej krvi
Malé artérie	0,2-1	Distribúcia a rezistencia
Arterioly	0,01-0,2	Rezistencia
Kapiláry	0,006-0,01	Výmena látok
Žilky	0,01-0,2	Rezistencia, zber krvi, udržiavanie krvi
Žily	0,2-0,5	Rezervoár krvi
Vena Cava	35	Zber krvi z žilného toku

Cievy pozostávajú z 3 základných vrstiev (ako zobrazuje obr. 1.6):

- **Tunica intima:** tvorená pozdĺžnymi bunkami endotelu orientovanými v smere toku krvi s tenkou vrstvou subendotelového väziva. Lumen (vnútorný priestor, kde prúdi krv) je potiahnutý vrstvou glykokalyxu, ktorý vytvára negatívny náboj a umožňuje tak selektívnu permeabilitu steny ciev.
- **Tunica media:** tvorené hladkou svalovinou (5 - 7 vrstiev) a medzibunkovou hmotou. V prípade ciev, ktoré sú v blízkosti srdca, od ktorého odvádzajú krv, je tu veľa elastických a kolagénových vlákien.
- **Tunica adventitia:** pomáha ukotviť cievy do okolia. Obsahuje fibroblasty, proteoglykany, pozdĺžne elastické a kolagénové vlákna. Nachádzajú sa tu nervy sympatika, ktoré regulujú vazokonstrikciu.[13, 14]



Obr. 1.6: Zobrazenie zloženia cievnej steny.

Priférne tepny obsahujú viac svaloviny, pretože ich funkciou je regulácia preferénnej rezistencie, sú menej poddajné oproti **konduítným tepnám** ako je aorta, ktoré zabezpečujú kontinuálny tok krvi na perifériu. V rámci rozdielov medzi periférnymi a centrálnymi artériami sa udáva **amplifikačný fenomén**, ktorý vyjadruje, že systolický a pulzový tlak sú na periférii vyššie než v centrálnych artériách a tento rozdiel činí približne 14 mmHg, pričom stredný arteriálny tlak je nemenný. Stredný arteriálny tlak je rovný

$$SAT = DT + PT/3[mmHg], \quad (1.1)$$

kde SAT je stredný arteriálny tlak, DT je diastolický tlak a PT je pulzový tlak.[16]

1.2.3 Charakteristika tlakovej pulzovej vlny

V predchádzajúcich kapitolách boli popísané javy spojené s šírením pulzovej vlny, ide najmä o zmeny **prietoku**, **tlaku** a **priesvitu cievy** spôsobené lokálnym a krátkodobým rozšírením cievy pri prechode vlny a teda jej propagáciou v cievnom systéme. V tejto kapitole bude vysvetlený priebeh **pulzovej tlakovej vlny**, ktorej krivka je jedným z prostriedkov hodnotenia stavu stien ciev popri metóde založenej na PWV. Rovnako si na úvod priblížime koncept **pulzového tlaku**.

Pulzový tlak

Pulzový tlak je tlak, ktorý je definovaný ako rozdiel systolického a diastolického tlaku krvi. Ak berieme v úvahu štandardný, normálny tlak krvi, ktorý sa pohybuje u človeka v pokoji na hodnote 120/80 mmHg, tak normálna veľkosť pulzového tlaku je približne 40 mmHg.

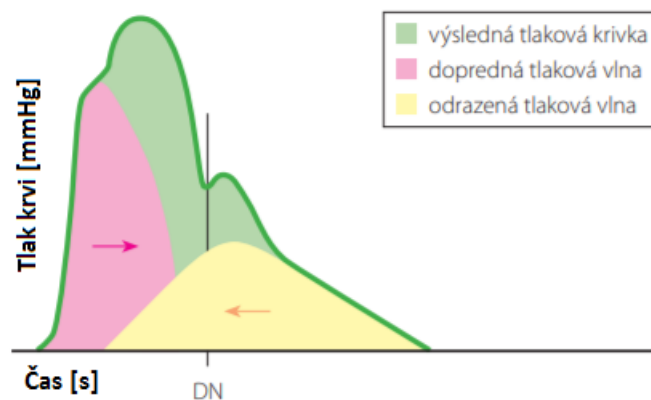
Aj pulzový tlak je jeden z ukazovateľov arteriálnej tuhosti, jeho zvýšené hodnoty referujú k väčšej tuhosti **aorty**, ktorá je spôsobená dlhodobým vysokým krvným tlakom, vysokým cholesterolom, ktoré vedú k **ateroskleróze**, teda stavu, kedy cievna stena stráca na elasticite. Platí závislosť, že čím vyšší je pulzný tlak, tým viac cieva stratila svoju elasticitu a poddajnosť.[15]

Tlaková pulzna vlna a jej grafický priebeh

Popis priebehu *tlakovej pulzovej vlny* je jedná z adekvátnych ukážok prejavu pulzovej vlny pri prechode cievami. Cievny sú *uzavretý systém*, v ktorom prúdi krv a v predchádzajúcich kapitolách sme si popísali, že kontinuálny tok krvi je zabezpečený vďaka elasticite ciev, ale vypudenie krvi do obehu **nie je** kontinuálny proces, ale prebieha ako opakovaný dej, kedy v ejekčnej fáze srdcového cyklu je krv vypudená do obehu, čo vytvára pulzovú vlnu.

Pri sťahu srdcovej svaloviny vzniká **iniciálna pulzová vlna**, ktorá sa šíri na perifériu, kedy naráža na rôzne rozhrania, ktoré spôsobujú, že časť vlny sa odrazí a šíri sa retrográdne (späťne) a časť pokračuje ďalej, túto späťne šíriacu sa vlnu nazývame **reflexná pulzová vlna**. Miesta, kde dochádza k odrazom môžu byť cievna periféria, úseky s rôznou distenzibilitou cievnej steny, aterosklerotické pláty alebo vetvenie jednotlivých tepien, najväčšia odrazená vlna vzniká na bifurkácii *ilických tepien*. Obecne však platí, že odraz šíriacej sa vlny môže nastať kdekoľvek na jej dráhe, kde sa mení kontinuita systému.

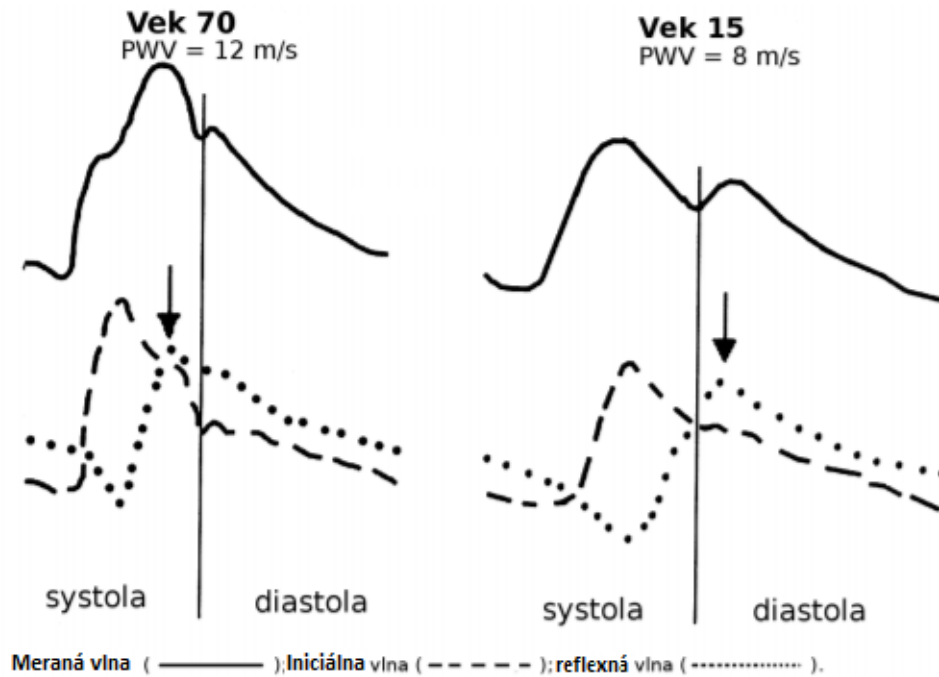
Výsledná tlaková vlna je sumácia čiastkových iniciálnych, dopredných vln a reflexných, odrazených vln (viď obr. 1.7). Časové rozdiely reflektovaných pulzových vln z každej časti obehového systému sú zodpovedné za rozdiely v tvare tlakovej pulzovej krivky v centrálnej časti a na periférii. Ako už bolo popísané v kapitole 1.2.2, pulzový tlak v periférii narastá a tlaková pulzová krivka neobsahuje **dikrotický zárez**, na druhej strane priebehy tlakovej pulzovej vlny v cievach blízko srdca tento zárez obsahujú, napríklad *podklúčna tepna* alebo *karotída*.



Obr. 1.7: Zobrazenie interferencie doprednej a odrazenej vlny v krvnom riečišti pri šírení pulznej vlny. *DN* je označenie pre "dicrotic notch", teda *dikrotický zárez*.

Dikrotický zárez zobrazuje prejav šírenia reflexných vln v krvnom obeh, ktoré vyvolávajú aj samotné retrográdne prúdenie krvi, kde odrazená vlna augmentuje (zvyšuje) tlak krvi v aorte. Medzi odrazenou a doprednou vlnou dochádza k **interferenciám vln**, teda ich prelínaniu, čo je zdrojom stojatého vlnenia, ktoré je prítomné medzi *vzostupnou aortou* a *koncovou časťou krvného riečišťa* v končatine. Odrazená vlna sa pohybuje s rovnakou rýchlosťou ako dopredná, v opačnom smere a to s buď opačnou fázou - **negatívna reflexia** - odrazový bod je na pevnej prekážke a znemožňuje postup vlny, kde odrazená vlna je s doprednou vlnou v protifáze o 180° alebo s zhodnou fázou - **pozitívna reflexia** - odrazový bod je na voľnej prekážke a umožňuje postup vlny. Tieto stojaté vlny vytvárajú maxima a minima, ktoré

ovplyvňujú dikrotický zárez na tlakovej krivke. U mladých jedincov dochádza k interferencii doprednej a odrazenej vlny v fáze diastoly, kedy je dikrotický zárez značne viditeľný, čo svedčí o dobrej elasticite artérií a normálnej PWV. U starších jedincov klesá elasticita ciev a PWV sa zvyšuje, čo spôsobuje časový posun začiatku reflexnej vlny, ktorá sa interferuje s doprednou vlnou skôr a to často v priebehu systoly, kedy dikrotický zárez sa stráca a nemusí byť viditeľný, preto u starších pacientov je často vyskytujúca sa **izolovaná systolická hypertenzia**, kedy majú pacienti vysoký systolický tlak a nízky diastolický tlak.



Obr. 1.8: Ilustračné zobrazenie interferencie doprednej a odrazenej vlny u mladého človeka za fyziologickým podmienok v fáze diastoly a u staršieho človeka vo fáze systoly, kde je badateľné, že čím vyššia je PWV, tým skôr sa vlna odrazí a posunie sa do fázy systoly, kedy sa postupne stráca dikrotický zárez. Pre všetky krivky platí, že os x zobrazuje časový priebeh [s] a os y popisuje tlak krvi [mmHg].

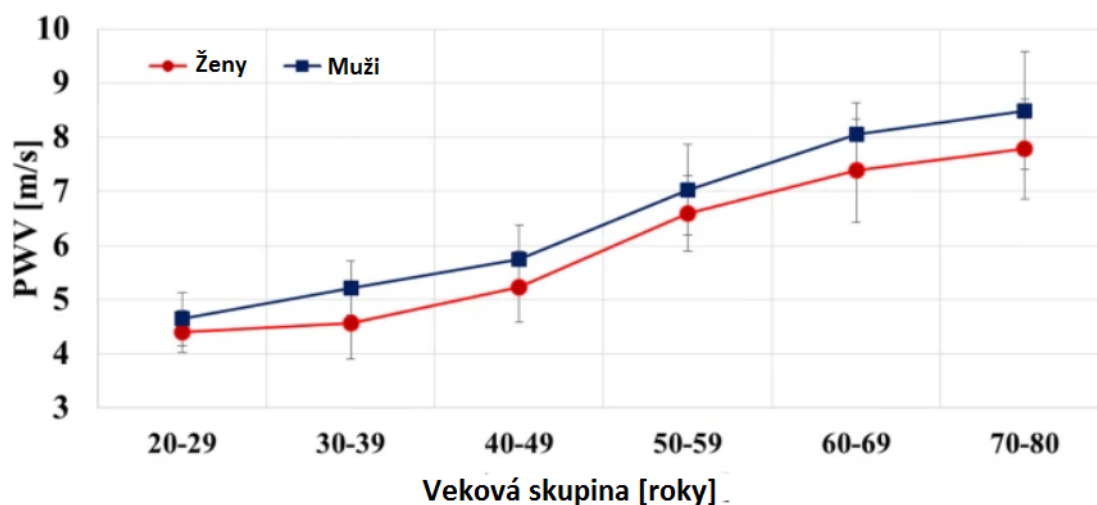
Interferenciu vln u starších a mladších jedincov zobrazuje aj obr. 1.8. Stojaté vlnenie, ktoré vzniká po superpozícii doprednej a odrazenej vlny fyziologicky v fáze diastoly, je zdrojom retrográdného prúdenia krvi, kedy dochádza k regurgitácii krvi, zvýšeniu tlaku v aorte, čo vedie k uzatvoreniu semilunárnych chlopní a prestupu krvi do koronárnych tepien a prekrveniu srdca.[8, 16, 17, 18]

2 Faktory vplývajúce na šírenie pulzovej vlny

V tejto kapitole budú objasnené základné faktory, ktoré vplývajú na PWV. Jednotlivé zmeny, ktoré pôsobia na šírenie pulzovej vlny sú v dvoch podobách a to v prvom rade v zmenách, na ktoré človek nemá nijaký vplyv a sú ako prejav fyziologických zmien, ktorým človek podlieha v priebehu času, a v druhom rade to sú faktory, ktoré vznikajú ako prejav nesprávnej životosprávy.

2.1 Vek a pohlavie

Vek je jedna z hlavných príčin, ktorá vedie k väčšej rigidite ciev a ide o fyziologický proces, ktorý človek nedokáže ovplyvniť. S vekom dochádza k zmenám v cievach na úrovni ich štruktúry a funkcie, kedy *tunica media* (kapitola 1.2.2) podlieha remodelizácii, ktorá spočíva v postupnej strate **elastínových vlákien** a ich nahrádzaniu **kolagénovými vláknami**. Navyše dochádza k väčšiemu uskladňovaniu vápnika v tejto vrstve, čo v celku vedie k strate **elasticity** ciev a zníženiu ich **poddajnosti**. [19] Vplyv veku na PWV u skupín mužov a žien zobrazuje obr. 2.1.



Obr. 2.1: Obrázok ilustruje meranie aortálnej PWV u mužov a žien v rôznych vekových skupinách, kde sú pozorovateľné rozdiely, ktoré oddeľujú mužov od žien, kde ženy majú s vekom nižší nárast PWV.

V rámci pohlavia spomeniem najmä rôzne **hormonálne** zastúpenie u mužov a žien.

Medzi ženské hormóny patria **estrogén** a **progesterón** a receptory pre tieto hormóny sa nachádzajú aj v cievnych stenách. Samotný estrogén je hormón, ktorý sa u žien označuje ako **kardio-protéktívny** a chráni ženy pred rozvojom kardiovaskulárnych ochorení počas stárnutia, kým neprejdú do štádia **menopauzy**. Estrogén v tele ženy prispieva k udržateľnosti elasticity ciev a tým aj k normálnemu PWV.

Tento fakt sa preukázal tým, že dievčatá pred *pubertou* a ženy po menopauze majú vyššiu PWV než ženy s menštruačným cyklom a stabilnou hladinou estrogénu. Navyše, ženám s hormonálnou liečbou po menopauze sa obnovili normálne hodnoty PWV, ale sa preukázalo, že dôležitú úlohu hra načasovanie hormonálnej liečby, pretože v prípadoch oneskoreného nasadenia hormónov (napríklad 10 rokov po menopauze), táto hormonálna liečba môže zvýšiť riziko srdcových ochorení, aj keď dôjde k náprave PWV.[21]

Hlavný mužský hormón - **testosterón** - hraje dôležitú úlohu v sexuálnom vývoji muža ako aj jeho celkového zdravia. **Androgénne receptory** sú taktiež lokalizované v cievach, kde priamo sprostredkujú funkčné zmeny ciev na základe hormonálneho stimulu od testosterónu. Testosterón ma u mužov ochranný charakter a taktiež zabezpečuje zdravie kardiovaskulárneho systému, keďže ovplyvňuje reaktivitu ciev, poddajnosť ciev (elasticitu) a PWV.

Tento ochranný účinok testosterónu bol dokázaný na základe pozorovaní u mužov s rakovinou prostaty, ktorý podstupovali anti-androgénnu terapiu. Do 3 mesiacov bol u nich spozorovaný rýchlejší návrat odrazenej vlny (kapitola 1.2.3) a zvýšenie centrálného TK (tlak krvi). Ako u žien, tak aj u mužov bola hormonálna terapia suplementáciou testosterónu priaznivá a viedla k reverzibilite procesu tuhnutia ciev.[21]

2.2 Krvný tlak

Vysoký **krvný tlak** vedie k zhrubnutiu cievnych stien a fibróze (akumulovaniu kolagénových vlákien), ktoré vedú k cievnej tuhosti, ktorá stojí za zrýchlením PWV. Vyššia arteriálna tuhosť následne spôsobuje postupné zvyšovanie TK zvýšením PT a poškodením cievnej steny na úrovni jej mikroštruktúry, čo vedie iba k prehĺbeniu samotnej hypertenzie a cievnej tuhosti postupom času.

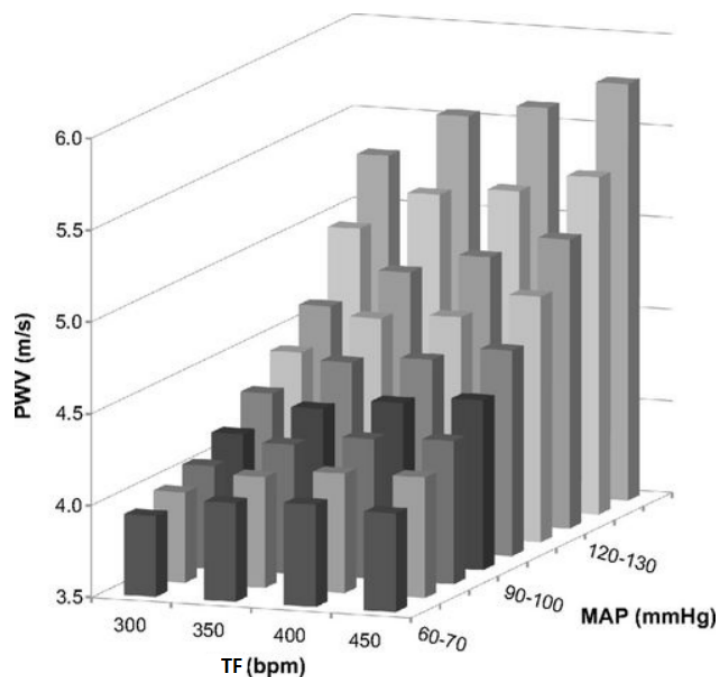
V súčasnej dobe sú pozorovateľné rozdiely vo vzniku hypertenzie u mužov a žien. Ako bolo už spomenuté v kapitole 1.2.3, ISH (Izolovaná systolická hypertenzia) je jedna z hypertenzií, ktorá je demonštrovateľná na priebehu krivky tlakovej pulzovej vlny a v súčasnej dobe viac ohrozuje ženy než mužov. Príčina vzniku ISH je rigidita aorty, ktorá má väčšiu propagáciu u žien než u mužov a dnešná liečba

ženám neposkytuje optimálnu kontrolu ich TK, čo vedie už k spomínanému prehĺbeniu zdravotného problému manifestáciou tuhosti ciev a následne zvýšeniu TK. Problém spočíva v tom, že dnes dostupné lieky na ISH znižujú krvný objem alebo periférnu cievnu rezistenciu, ale nijako nepôsobia na zlepšenie poddajnosti ciev alebo PT. Práve preto, sa dnes pozornosť sústreďuje na liečbu ISH zohľadňujúcu pohlavie, keďže ženy a muži majú rozdielne genetické a hormonálne faktory ovplyvňujúce tuhosť ciev.[21, 22]

2.3 Tepová frekvencia

Pri **tepovej frekvencii** platí, že s narastajúcou TF (tepová frekvencia), narastá aj PWV. Tento jav bol pozorovaný ako na ľuďoch, tak aj v rámci výskumoch na potkanoch.

V rámci rôznych výskumov sa ale nepodarilo preukázateľne dokázať súvislosť medzi TF a narastajúcou rigiditou ciev, keďže niektoré výskumi preukázali priamy vplyv TF na tuhosť ciev, iné nedokázali žiadne výrazné súvislosti medzi TF a tuhosťou ciev alebo niektoré pozorovania prišli aj s výsledkami kedy vyššia TF zlepšila elasticitu a poddajnosť ciev.[23, 24]



Obr. 2.2: Graf znázorňuje vplyv TF na PWV u potkana pri rôznych MAP (Mean Arterial Pressure - stredný arteriálny tlak).

Zmeny **MAP** na obr. 2.2 boli prevedené pre dôveryhodnejšie získanie údajov, aby došlo k overeniu závislosti PWV na TF za premenných tlakových podmienok, ku ktorým bežne dochádza. Z grafu na obrázku 2.2 je zrejmé, že pri nízkych MAP závislosť PWV na TF nie je až taká výrazná ako to je v prípade vyšších MAP.

2.4 Fyzická aktivita, strava a životospráva

Aeróbna aktivita sa preukázala ako jedna z prevencií ako zabrániť rigidite ciev s nástupom veku. Miera fyzickej aktivity u mužov a žien je rôzna ako aj nastupujúce efekty. V rámci výskumov sa zistilo, že rovnaká fyzická aktivita neprináša rovnaké výsledky u všetkých jedincov. U žien bolo preukázané, že ženy, ktoré mali dobrú fyzickú kondíciu, mali s nástupom veku nižší PT než ženy, ktoré vedú sedavý spôsob života.

Priaznivý vplyv fyzickej činnosti je sprevádzaný najmä odbúrávaním oxidatívneho stresu a telových zápalov, ako aj zmenami v obsahu kolagénu a elastínu.[21]

V rámci **stravy** sa ukázali ako účinné (pri zredukování arteriálnej tuhosti) najmä zníženie kalorického príjmu, príjmu sodíka (soli - NaCl) a suplementácia polyfenolov. **Polyfenoly** sú sekundárnymi metabolitmi rastlín (ovocie, zelenina, obilniny), ktoré pôsobia ako antioxidanty a ich dlhodobá konzumácia ponúka ochranu proti rozvoju rakoviny, **kardiovaskulárnych ochorení**, cukrovke, osteoporóze a neurodegeneratívnym ochoreniam. V rámci prevencii v kardiológii redukujú arteriálnu tuhosť.

Zníženie kalorického príjmu prispieva k redukcii TK, tuhosti ciev a zvýšeniu arteriálnej poddžanoti, pretože dochádza k limitácii poškodzujúcich zmien v obsahu kolagénu a elastínu.

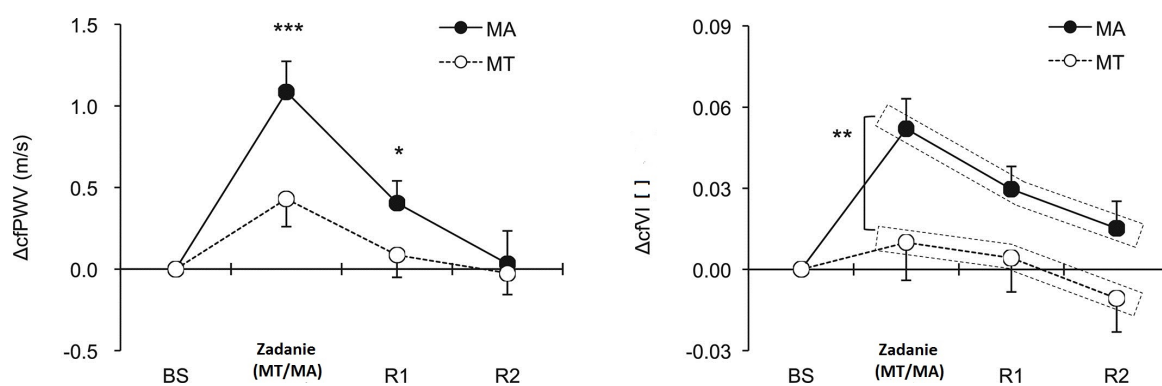
Obmedzenie **sodíka** prispieva najmä k zníženiu systolického TK, ale aj tuhosti ciev, čo vedie k pomalšiemu šíreniu reflektovaných pulzových vln a posunu interferencie doprednej a odrazenej vlny do fáze diastoly, taktiež redukcia príjmu sodíka sa prejavuje nižšou amplitúdou doprednej a reflektovanej vlny. Na druhej strane, v prípade zvýšeného príjmu **draslíka** dochádza k zachovávaniu a zlepšeniu elasticity ciev, ale aj k zlepšenému odrazu reflektovanej vlny, čo prispieva k plnohodnotnejšiemu plneniu koronárnych tepien.[21, 25]

Na záver, zdravá životospráva je podstatná pre dlhodobu zachovalé a stabilné zdravie. Jeden zo zlozvykov ľudí v dnešnej populácii je **inhalácia tabakových výrobkov**, ktoré priamo zvyšujú riziko kardiovaskulárnych ochorení a arteriálnej tuhosti alebo disfunkcie a teda menia hodnoty PWV.[21]

2.5 Stres

Stres je jeden z činiteľov, ktorý stojí za mnohými ochoreniami kardiovaskulárneho systému, kedy hormóny adrenalín, noradrenalín a kortizol v tele krátkodobo (akútny stres) alebo dlhodobo (chronický stres) pozmenia srdcovú činnosť v rámci dejov ako sú napríklad krvný tlak, tepová frekvencia, vazodilatácia, vazokonstrikcia, srdcový výdaj alebo dĺžka pre-ejekčnej periódy a potom sú to zmeny na úrovni iných systémov (respiračný, endokrinný, muskulárny, nervový a reprodukčný).

Štúdia z japonského National Disaster Medical Center z roku 2018 sa zaoberala problematikou vplyvu stresu na kardiovaskulárny systém človeka, kedy táto štúdia využívala hodnoty PWV a vaskulárneho indexu (VI) ako indikátory arteriálnej disfunkcie vyvolanej stresom. Táto štúdia bola prevedená na 48 jedincoch vo veku od 18 do 24 rokov bez akékoľvek prítomnej kardiologickej anamnézy v čase štúdie, účastníci neboli užívateľmi liekov a zahrnutie mužov a žien bolo v rovnakej miere. Pri štúdiu bola meraná karotido-femorálna hodnota PWV na prste (teda periférne) a je dokázané, že PWV merané touto metódou koreluje s PWV meranou konvenčne. Následne hodnota VI bola vyjadrená z hodnôt PWV, STK a DTK. Stres bol vyvolaný prostredníctvom dvoch rôznych úloh typu MA (mentálne aritmetické úlohy) a MT (úlohy zrkadlového trasovania). Pri štúdiu boli jednotlivé merania PWV prevádzané pred stresovým stimulom, počas neho a po ňom. Z celkovej štúdie vyplýva, že stres vedie k zmene hemodynamických parametrov, ktoré z krátkodobého (opakovaného) alebo dlhodobého hľadiska vyvolávajú kardiálnu odpoveď, ktorá vedie k rozvoju kardiovaskulárnych ochorení ako je aj chronické ochorenie artérií sprevádzané zvýšenou tuhosťou ciev, ktorá sa prejaví zvýšenými hodnotami PWV.[37, 38]



Obr. 2.3: Grafické znázornenie vplyvu stresu na cfPWV (karotído-femorálna PWV) a VI. Graf znázorňuje priebeh PWV a VI pred stresovým stimulom (BS), počas stresovej činnosti (zadanie MT/MA) a po skončení stresovej aktivity (R1 a R2).

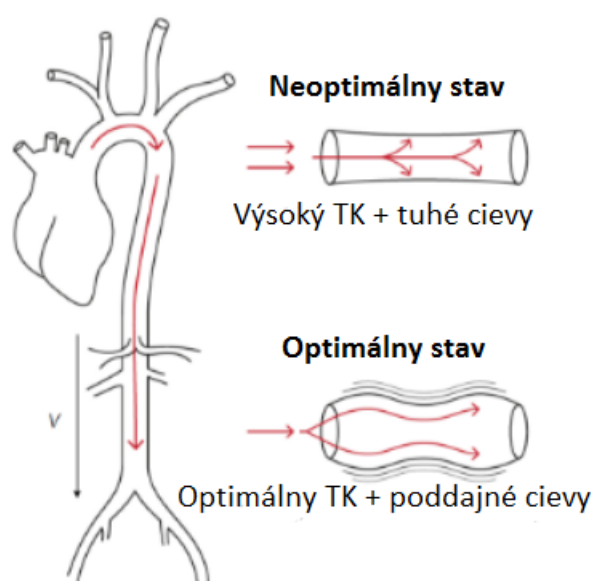
Pri posúdení vplyvu stresu na PWV je nutné rozlišovať o akú formu stresu ide,

keďže nie každý stresový podnet má rovnaký dopad na kardiovaskulárny systém. Tento fakt je aj jedným z výsledkov tejto japonnskej štúdie a aj na obr. 2.3 je vidno, že aritmetický problém (MA) vykazuje vyššiu odpoveď obehového systému než obrazový (MT).

3 Výpočet rýchlosti pulzovej vlny

V predchádzajúcich kapitolách bolo vysvetlené čo je to pulzová vlna, jej prejavy alebo čo na ňu vplýva. V tejto kapitole bude priblížených niekoľko metód ako môžeme pulzovú vlnu určiť.

Primárne rýchlosť pulzovej vlny určuje elasticita ciev, sekundárne elasticita ciev môže byť ovplyvnená rôznymi faktormi spomenutými v celej kapitole 2. Znížená poddajnosť (compliance) ciev súvisí so zvýšeným tlakom krvi, pretože srdce musí vynaložiť väčšiu silu na vypudenie krvi do obehu pri vyššom odpore ciev, naopak pri dobrej cievnej poddajnosti je TK optimálny. Tento popis schematicky zobrazuje obr. 3.1.[26]



Obr. 3.1: Zobrazenie cievnej poddajnosti a jej efektu na TK.

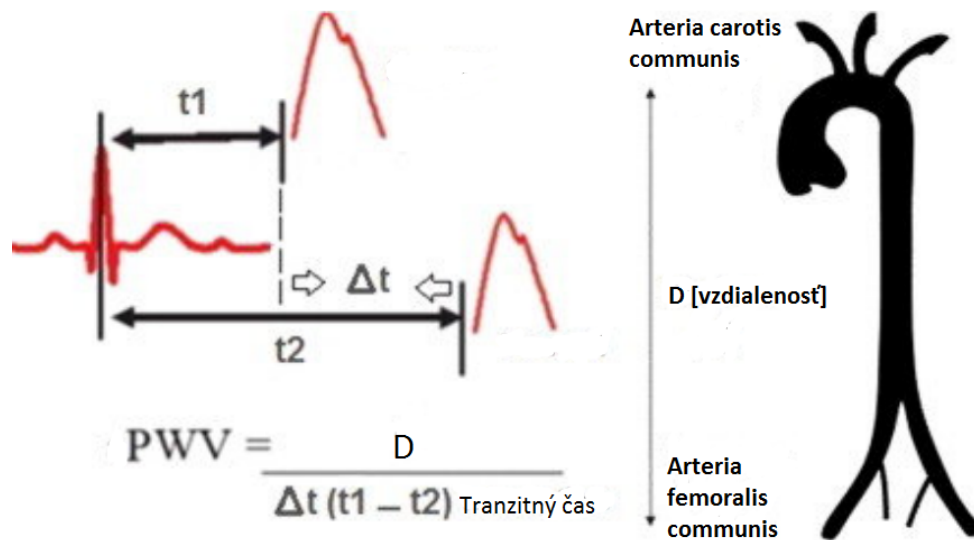
3.1 Výpočet PWV na základe TT (tranzitného času)

Túto metódu je možné pomerne jednoducho aplikovať a aj táto bakalárska práca spracováva signály, analyzuje ich a realizuje výpočet PWV na základe tohto spôsobu.

Princíp metódy spočíva na základe merania pomocou elektród na dvoch rôznych artériách lokalizovaných na určitom mieste. Vzorec pre výpočet PWV je nasledovný:

$$PWV = \frac{D}{\Delta t}, \quad (3.1)$$

kde D je vzdialenosť medzi lokalizovanými elektródami a Δt je čas, za ktorý pulzová vlna prejde od jedného meriaceho bodu kanálu k druhému.[27]



Obr. 3.2: Obrázok znázorňuje výpočet PWV pomocou TT v rámci karotído-femorálneho indexu.

Karotído-femorálny index je označovaný ako zlatý štandard pri určovaní PWV. Na obrázku 3.2 môžeme sledovať, že merací kanál na karotíde zaznamená pulzovú vlnu ako prvý a následne po príchode vlny k artérii femoralis, registrujeme záznam aj z kanálu v tejto lokalite. Časové spozdenie medzi artériami je naše TT a vzdialenosť vieme vyjadriť a je vždy známa a učená vzdialenosťou medzi meriacimi kanálmi.

V rámci bakalárskej práce je predmetom skúmania zistenie týchto tranzitných časov z bioimpedančných signálov a to bez využitia priebehu EKG.

3.2 Výpočet ePWV

ePWV referuje k určeniu odhadu ('e' ako estimation [odhad]) PWV na základe údajov o **veku** a **MBP**, ktoré sa dosadia do rovnice odvodené z výskumnej štúdie **SPRINT**, ktorá bola prevedená na pacientoch s zatúpením z oboch pohlaví a ktorí mali aspoň jeden kardiovaskulárny problém. Táto rovnica určuje odhad karotído-femorálneho indexu (PWV) a jej podoba je:

$$ePWV = 9.587 - 0,402 * vek + 4.56 * 10^{-3} * vek^2 - 2.621 * 10^{-5} * vek * MBP + 3.176 * 10^{-3} * vek * MBP - 1.832 * 10^{-2} * MBP; \quad (3.2)$$

$$MBP = DTK + 0,4 * (STK - DTK); \quad (3.3)$$

kde MBP je stredný tlak krvi, DTK je diastolický tlak krvi a STK je systolický tlak krvi.[29]

3.3 Výpočet PWV na základe cievnych parametrov

Posledná popísaná metóda využíva na výpočet PWV aktuálne hodnody spojené s hemodynamikou a biomechanikou a uplatňuje sa tu **Moens-Kortewegova rovnica** pre determináciu PWV, ktorej vyjadrenie je:

$$PWV = \sqrt{\frac{E * h}{r * p}}, \quad (3.4)$$

kde E je modul elasticity cievy, h je hrúbka cievy, r je polomer cievy a p je hustota krvi.[30]

4 Metódy merania pulzovej vlny

V tejto kapitole budú popísané základné metódy merania PWV, ktoré sa dnes bežne používajú v rámci vyšetrenia arteriálnej tuhosti a predikcie potenciálnych rizík vzniku kardiovaskulárnych ochorení. V rámci metód rozlišujeme **invazívne merania**, pri ktorých dochádza k zásahu do tela pacienta priamo a **neinvazívne merania**, kedy používame meracie prístroje, ktoré zachytávajú a analyzujú propagáciu pulzovej vlny na povrchu tela a nijako nenarušujú integritu pacienta. V závere kapitoly budú objasnené pojmy **lokálne** a **regionálne** snímanie PWV.

4.1 Invazívne a neinvazívne metódy merania pulzovej vlny

Invazívne a neinvazívne vyšetrovacie metódy v medicíne hrajú významnú rolu a využívajú širokú škálu spôsobov ako možno získať z tela pacienta potrebné informácie pre diagnostiku a následnú terapiu. Moderné senzory využívajú princípy optiky, fotoniky, plazmoniky, elektro-analýzy, akustiky, rôzne biorekogničné zložky a iné metódy.

Invazívne metódy merania zahŕňajú postupy, kedy sú senzory integrované do tela, zvyčajne priamo do miesta, kde má predmet nášho záujmu merania svoj zdroj vzniku, a teda invazívne zasahujeme do ľudského organizmu. Invazívne metódy merania nám poskytujú pomerne dôveryhodné a presné dáta, ale ich využitie je technicky náročné a samotné výsledky merania sú veľmi citlivé na zmeny v prostredí, v ktorom meriame. Interakcie medzi senzorom a organizmom môžu zhoršiť senzitivitu senzoru, jeho časovú odozvu alebo linearitu, čím sa v závere zhorší aj reprodukovateľnosť nameraných výsledkov. Je nevyhnutné dbať na kalibráciu senzorov pre ich dôveryhodné meranie. Okrem technickej náročnosti, ktorú so sebou invazívne meranie prináša, sú tu aj riziká, ktoré majú priamy dopad na zdravie pacienta. Pri priamom zavádzaní senzorov do organizmu, môžeme ich implementáciou vyvolať v tele pacienta **infekciu**, **krvácanie** alebo **trombózu**. Invazívne metódy majú svoje mínusy, ale tvoria základ pre tvorbu *neinvazívnych metód*, kedy práve vývoj, návrh a vylepšenia neinvazívnych spôsobov merania sa odvíjajú od tých invazívnych a v celom procese sa snažíme vyvynúť také neinvazívne metódy, ktoré by sa svojimi výsledkami takmer a v ideálnom, ale nie reálnom prípade, úplne zhodovali s dátami z invazívnych meraní.

Invazívne metódy sa v rámci medicíny snažíme uplatňovať iba v krajných prípadoch, kedy je to naozaj nutné a opodstatnené, je to najmä kvôli rizikám, ktoré to prináša, náročnosti prevedenia, ale najmä kvôli tomu, že pre pacienta je tento spôsob

vyšetrenia subjektívne nepríjemný a stresujúci. Pacienti, u ktorých sa vykonávajú intenzívne metódy vyšetrenia, sú väčšinou pacienti, ktorí sa ocitnú v kritickom stave počas alebo po ťažkom chirurgickom zákroku, ktorých potrebujeme rýchlo diagnostikovať alebo pacienti, ktorí sú chronický chorí a je u nich nutný neustály monitoring určitých fyziologických premenných na základe, ktorých je regulovaný trvalo implementovaný senzor. (Napríklad vážny diabetes, kde je nutné non-stop monitorovanie hladiny cukru v krvi, ktorého premenlivá meraná koncentrácia bude regulovať dávku liečebnej terapie.).

Neinvazívne metódy merania merajú bez zásahu do vnútorného organizmu človeka. Meranie prebieha na povrchu tela v tesnej blízkosti miesta, kde sa generuje nami skúmaná veličina, ktorú sa snažíme zmerať. V medicínskej praxi sa snažíme využívať práve tieto metódy merania, pretože ich možno aplikovať rýchlo, jednoduššie, bez závažných problémov a stresovaní pacienta. Aj pri meraní PWV využívame širokú škálu neinvazívnych metód a aj v rámci tejto bakalárskej práce bola využitá neinvazívna metóda.[31]

4.2 Regionálne a lokálne merania PWV

Pulzová vlna pri svojom šírení od srdca na perifériu prechádza systémom ciev, ktorých štruktúra a zloženie je rôzne, čo má v konečnom dôsledku aj vplyv na samotnú rýchlosť PWV. PWV smerom k periférii stúpa a dochádza aj k iným zmenám popísaných v kapitole 1.2. Okrem fyziologických zmien, na ktoré človek nemá žiaden dopad, môže dochádzať aj k patologickým zmenám, ktorých včasná diagnostika a prešetrenie významne závisí na tom, či prevádzame *lokálne* alebo *regionálne* meranie.

Regionálne meranie PWV sa vykonáva bežne na dvoch rôznych artériách, zlatý štandard je robiť toto meranie na *arteria carotis* a *arteria femoralis*, teda na artériách, kde je dobrá pulzácia, ktorú môžeme zachytiť pomocou senzorov. Najčastejšie artérie, ktoré sa využívajú pri regionálnych meraniach PWV sú *arteria radialis*, *arteria carotis communis*, *arteria brachialis* alebo *arteria femoralis*. Regionálne vyšetrenia nemôžeme úplne pokladať za merania, ktoré nám dôveryhodne pomocou PWV popíšu stav cievneho systému, pretože pri tomto meraní meriame na dlhšom cievnom úseku, kde sa nachádzajú cievy s rôznymi mechanickými vlastnosťami a teda výsledná nameraná PWV je **priemerná hodnota**, na ktorej sa podieľajú cievy vo vzdialenosti d medzi senzormi. Priemerná hodnota pri hodnotení cievneho riečiska na regionálnej úrovni môže výrazne maskovať variácie v cievnych parametroch a znemožňuje hodnotenie biomechanických vlastností ciev v krátkom cievnom segmente, čo znamená, že táto metóda nie je schopná poskytnúť informácie o abnormalitách vyskytujúcich sa v počiatočnom štádiu a to na pomerne krátkom segmente ciev.

V primárnom štádiu rozvoja arteriálnej tuhosti sa v cievnej stene tvoria v priemere malé body fibrózneho tkaniva, ktoré sa zväčšujú a prejdú do stavu, kedy sa cievna stena stáva homogénne tvrdá.

Lokálne metódy merania vedia poskytnúť údaje o PWV z krátkeho úseku na cieve a napomáhajú tak odhaleniu arteriálnych abnormalít ešte v prvotných štádiách, kedy včasná intervencia dokáže pacientovi zlepšiť kvalitu života a spomaliť rozvoj aterosklerotických plátov a sklerózy celej cievnej steny. Regionálne merania poskytujúce priemernú PWV majú aj napriek svojim nevýhodám čestné miesto v **lekárskej diagnostike** a využívajú sa pri predikcii kardiovaskulárnych príhod, hypertenzii, diabete alebo pri posúdení zdravotného stavu pacienta s renálnym zlyhaním alebo srdcovo-cievny ochorením.

Pri rozvoji **aterosklerózy** dochádza k lokálnym zmenám na úrovni ciev, ktoré sa navyše od seba odlišujú pri postupovaní celým cievny riečiskom a sú do rôznej miery zasiahnuté v závislosti od *veku* alebo iných *sprievodných ochorení* a *civilizačných ochorení*. Pre posúdenie stavu, kde dochádza v primárnych štádiách k lokálnym cievny zmenám, sa využíva lokálne stanovenie PWV na krátkom segmente cievy, čo poskytne potrebné informácie aj o počínajúcich abnormalitách.

Pri štúdiách pod vedením doktora Woolama, boli namerané regionálne PWV (medzi *arteria radialis* a *arteria carotis*) pomocou piezoelektrických tlakových senzorov u 87 zdravých jedincov a 52 diabetikov, kedy sa zistilo, že PWV u zdravých jedincov bola medzi 6,75 - 9,04 m/s a u diabetikov to bolo medzi 8,35 - 12,76 m/s, teda nemožno si nevšimnúť zvýšenie indexu PWV u diabetikov, čo potvrdzuje, že PWV možno použiť na predikciu diabetu. Doktor Richard N. Isnard skúmal v malej populácii rozdieli v PWV (regionálne meranie medzi *arteria carotis* a *arteria femoralis*) medzi normotenznými osobami a hypertenznými a jeho merania priniesli výsledky PWV $8,9 \pm 0,3$ m/s u zdravých osôb a $11,8 \pm 0,5$ m/s u hypertenzných, teda opäť je tu korelácia medzi PWV a hypertenziou, kedy vieme PWV využiť ako predikátor.

Pri regionálnom meraní bolo zistené, že namerané PWV indexy v rámci rôznych štúdií sa od seba odlišujú. Tento fenomén je spôsobený tým, že pri týchto meraniach je určená vzdialenosť d medzi senzormi lokalizovaných na rôznych cievach premenná a nemožno túto vzdialenosť určiť na základe nejakých platných postupov uniformne, pretože proporčne sa jednotliví pacienti odlišujú (obezita, typ postavy a iné).

Medzi bežné metódy pre meranie PWV patrí magnetická rezonancia (pomerne veľmi presná metóda a účinná aj pri sledovaní PWV u varixov), ultrazvuk, fotopletyzmografia alebo invazívne katetrizáciou do periférnych artérií.[32, 33]

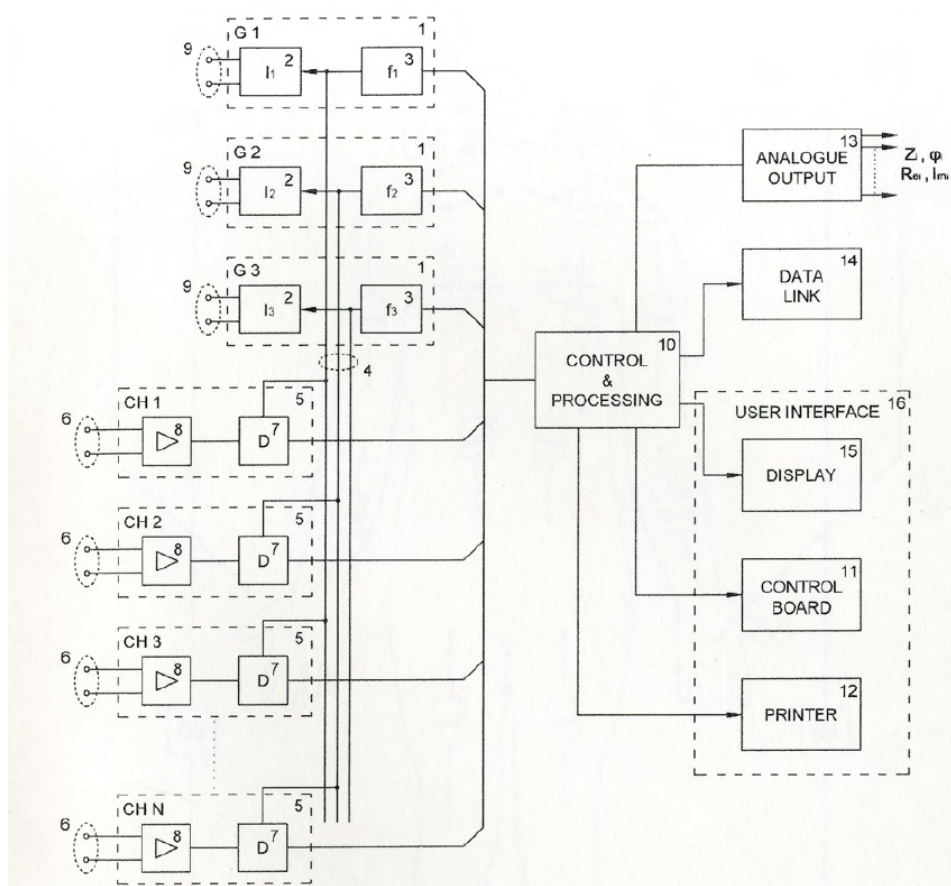
5 Bioimpedančné snímanie pulzovej vlny

Bakalárska práca využila dáta, ktoré boli merané neinvazívnou metódou z povrchu tela pomocou elektród, ktoré sú schopné zaznamenať signály z rôznych častí tela. V nasledujúcej podkapitole bude približené zariadenie, pomocou ktorého boli jednotlivé dáta namerané v podobe bioimpedančných signálov pre ďalšie spracovanie.

5.1 Zariadenie pre meranie parametrov krvného toku a metódy jeho pripojenia

Ovládanie celého zariadenia, komunikácia medzi jednotlivými časťami zariadenia a predspracovanie dát zabezpečujú **kontrolný** a **spracovávajúci** blok zariadenia. Na tieto bloky sú napojené displej, tlačiareň, kontrolné rozhranie (napríklad klávesnica), analógový výstup, dátové spojenie, umiestňovacie zariadenie pre komunikáciu s operátorom a na zobrazenie výsledkov. Analógový výstup zahŕňa výstupné konektory pre osobitne merané a spracované dáta, najmä *absolútnu hodnotu impedancie, fázu impedancie a reálnu a imaginárnu časť impedancie*, ktoré následne podliehajú ďalšiemu spracovaniu pre stanovenie hemodynamických parametrov. Dátové spojenie (*Data link*) umožňuje prepojenie zariadenia s iným počítačom alebo sieťou, týmto spojením môže byť samotné zariadenie kontrolované a dáta spracovávané. Zariadenie dokáže pracovať samostatne alebo môže byť súčasťou iných zariadení, ktoré merajú impedanciu na stanovenie určitých biologických parametrov. Výhodou tohto zariadenia oproti iným konvenčným meracím biologickým prístrojom je jeho schopnosť merať dáta z rôznych segmentov tela súčasne. Zariadenie meria impedanciu na základe multikanálovej štvor-svorkovej metódy merajúcej na všetkých dôležitých častiach tela, takže impedancia je meraná priestorovo v jednotlivých kanáloch. Pre snímanie impedancie sa využívajú elektródy s zdrojom striedavého prúdu a voľbou vhodnej frekvencie, pričom je dôležité aj ich vhodné umiestnenie. Na základe snímania v rôznych častiach tela sme tak schopný odvodiť parametre, ktorých hodnoty sa menia vzhľadom na miesto, v ktorom snímame, ide napríklad o snímanie **krvnej tlakovej vlny, krvného toku** alebo v prípade tejto bakalárskej práce, sme využili multikanálové meranie pre odvodenie rýchlosti pulzovej vlny, ktorej hodnota závisí taktiež na časti tela, v ktorom meriame.

Zariadenie pozostáva z **generátorov prúdu** generujúcich harmonický signál s nastaviteľnou frekvenciou a **zdrojov striedavého prúdu** s nastaviteľnou amplitúdou. Prúdové svorky zo zdroja striedavého prúdu sú napojené na jednotlivé časti tela pomocou elektród. *Referenčná frekvencia* je odvodená od generátora harmonického signálu. Zariadenie môže mať ľubovoľný počet generátorov prúdu ako nezávislé



Obr. 5.1: Schéma zapojenia meracieho zariadenia pre zber bioimpedančných dát.

zdroje striedavého prúdu s relevantnou nastaviteľnou frekvenciou, ale ich minimálny počet musí byť 3. Hodnoty referenčnej frekvencie by sa nemali odlišovať o viac než je šírka pásma prenášaného snímacím kanálom. Pre zachovanie rovnakých meracích podmienok, by mali byť tieto hodnoty volené, vzhľadom k sebe, čo najbližšie (napríklad $f_1=49$ kHz, $f_2=50$ kHz, $f_3=51$ kHz). Zariadenie je schopné snímať iba tie signály, ktorých frekvencia bola pozmenená.

Snímací kanál pozostáva z dvoch napäťových elektród, zosilňovačom s nastaviteľným zosilnením a synchronným detektorom napojeným na relevantnú referenčnú frekvenciu. Synchronný detektor môže byť realizovaný digitálne, referenčné frekvencie môžu byť vygenerované v detektore. Napäťové elektródy sa prikladajú na telo, na miesto záujmu. Susediace napäťové elektródy v rámci jedného segmentu môžu byť nahradené jednou elektródou. Namerané napätie z elektród je zaznamenávané v snímacích kanáloch a to digitálne alebo analógovo tak, aby výstupný signál korešpondoval svojím napätím meranej sekcii na danej referenčnej frekvencii. Výsledná

impedancia je následne vyjadrená vzťahom:

$$Z = \frac{U}{I} [\Omega] \quad (5.1)$$

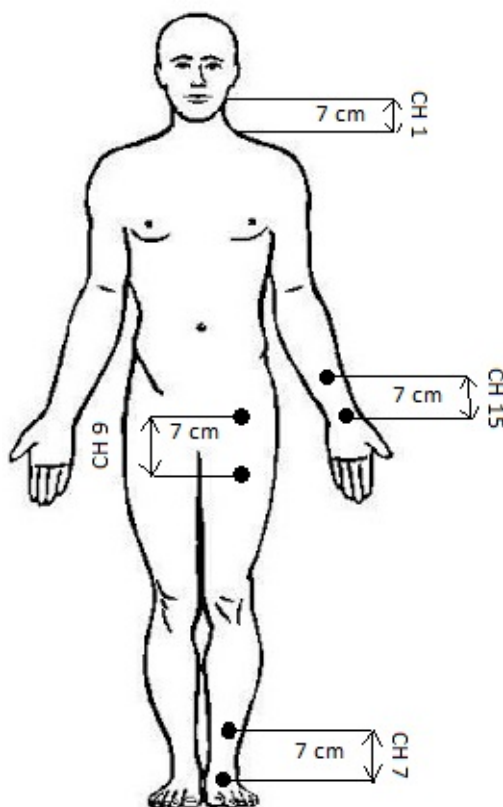
Výstup každého jedného kanálu je okamžitá amplitúda impedancie, fáza impedancie a/alebo reálna a imaginárna časť impedancie. Celú schému zapojenia je možné vidieť na obr. 5.1.[34]

6 Praktická časť

V tejto kapitole bude popísaná vzorka dát, ktorá bola využitá pri realizácii praktickej časti bakalárskej práce, ako aj samotný algoritmus pre analýzu dát, návrh GUI (Graphical User Interface - Grafické užívateľské rozhranie) a výsledky práce.

6.1 Popis vzorkovej množiny dát

Pre návrh hodnotiaceho algoritmu, jeho testovanie, dizajn GUI a štatistické zhodnotenie, boli použité signály merané na vzorke 21 ľudí vo veku od 19 do 30 rokov, pričom priemerný vek všetkých subjektov, aj v jednotlivých kategóriách mužov a žien bol 23 rokov. Z tejto vzorky patrilo 12 subjektov do kategórie mužov a 9 subjektov do skupiny žien, teda zastúpenie oboch pohlaví bolo takmer rovnomerné. Všetky signály boli zmerané v rámci štúdie v Fakultnej nemocnici u sv. Anny v Brne v Medzinárodnom centre klinického výskumu prostredníctvom zariadenia popísaného v kapitole 5.1.



Obr. 6.1: Zobrazenie snímania kanálov CH1, CH7, CH9 a CH15 na ľudskom tele.

Pri každom subjekte boli namerané 3 matice dát, ktorých označenie je ***ecg**, ***mbioz** a ***bioz**. Matica ***ecg** obsahuje dvanásť svodové EKG, matica ***mbioz** obsahuje pomocné signály (kontinuálny krvný tlak, FKG, tlaky v dýchacích cestách, jednozvodové EKG a iné), ktorých zastúpenie môže byť rôzne v závislosti od typu experimentu, a posledná, pre celú prácu najdôležitejšia matica, matica ***bioz**, obsahuje 18 bioimpedančných signálov, snímaných v rámci 18 kanálov (CH - kanál) na rôznych miestach tela. Medzi základné a hlavné snímané kanály patrí **CH1** (a. carotis), **CH3** (aorta), **CH5** (srdce - nad V2 a V4), **CH7** (a. tibialis), **CH9** (a. femoralis), **CH13** (a. brachialis) a **CH15** (a. radialis), pričom platí, že nepárne kanály zodpovedajú ľavej časti tela a párne pravej časti tela. Pri realizácii bakalárskej práce boli využité kanály CH1, CH7, CH9 a CH15, keďže hodnoty PWV, ktoré možno získať kombináciou týchto kanálov sú najčastejšie v rámci štúdií aj klinickej praxi, ide najmä o kombináciu CH1 a CH9, ktoré udávajú rýchlosť pre cfPWV, ktorá bola popísaná už v kapitolách 3.1 a 4.2. Ilustráciu miest snímania týchto kanálov možno vidieť na obr. 6.1.

Na obr. 6.1 je znázornený rozostup medzi snímacími elektródami každého kanálu 7 cm, je to najmä kvôli tomu, že súčasne s meraním šírenia pulzovej vlny, bolo sprostredkované ECHO vyšetrenie, kde ECHO sonda bola lokalizovaná medzi elektródami. Za bežných podmienok je rozostup medzi elektródami 5 cm. Samotné ECHO vyšetrenie je aj zdrojom vysokého a neodstraniteľného rušenia, ktoré môže byť v signáloch v rôznej miere prítomné.

Súčasťou dát sú aj informácie popisujúce vzdialenosť medzi meriacimi kanálmi pre vždy stanovenú dvojicu kanálov, pričom táto informácia je nevyhnutná pre výpočet celkovej PWV. Súhrnný popis subjektov a daných vzdialeností je v tabuľke 6.1. Práve kvôli odlíšeniu mužov a žien, nejde počet subjektov v zostupnom poradí, číslo subjektu je úzko prepojené s vzorkovou množinou dát, kde signály pre každý nameraný subjekt sú pomenované ako **2XX_rec1.mat**, kde **XX** referuje k špecifickému číslu subjektu od 1 do 21.

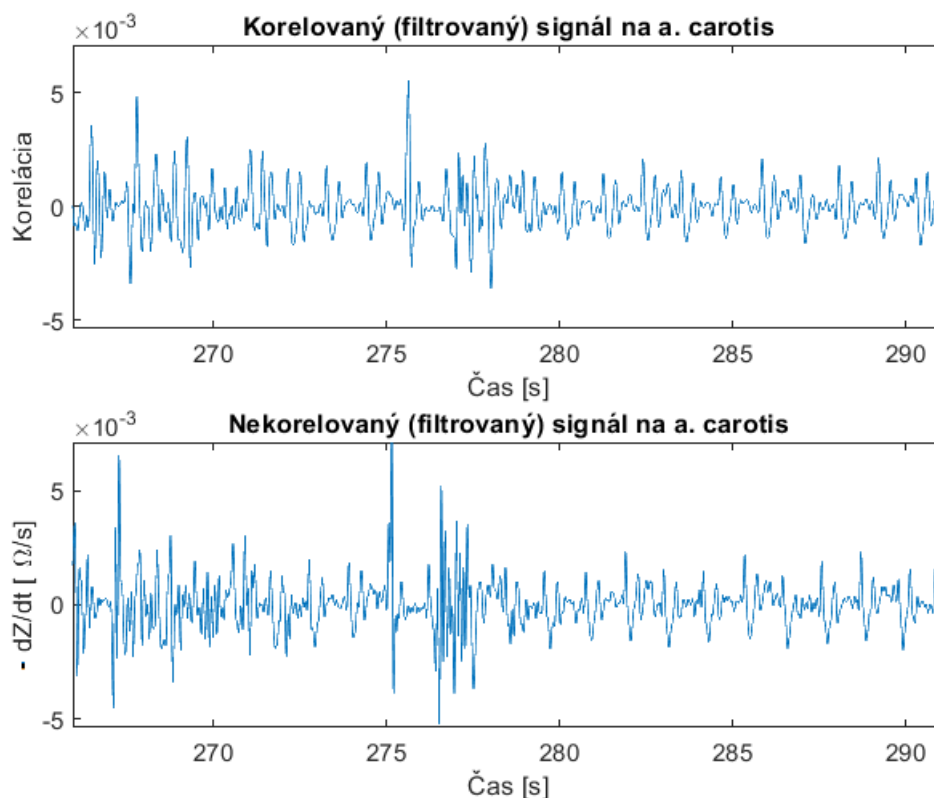
Tab. 6.1: Tabuľka zobrazujúca jednotlivé subjekty, ich vek a zodpovedajúce vzdialenosti medzi meriacimi kanálmi snímajúcich na daných artériách.

Číslo subjektu	Pohlavie	Vek	a. carotis- a. femoralis [cm]	a. carotis- a. tibialis [cm]	a. carotis- a. radialis [cm]	a. femoralis - a. tibialis [cm]
1	muž	26	70	165	86	95
2	muž	28	81	177	93	96
4	muž	22	66	156	87	90
5	muž	22	70	163	83	93
6	muž	24	74	150	75	76
10	muž	23	74	164	79	90
13	muž	24	64	153	85	89
15	muž	22	70	160	82	90
16	muž	23	60	155	77	95
17	muž	23	65	155	86	90
18	muž	24	73	161	78	88
20	muž	19	69	168	86	99
3	žena	30	71	162	82	91
7	žena	24	65	144	68	79
8	žena	23	64	157	82	93
9	žena	25	64	134	69	70
11	žena	25	63	143	74	80
12	žena	22	63	147	72	84
14	žena	23	65	150	68	85
19	žena	24	64	162	81	98
21	žena	19	63	144	74	81

6.2 Popis algoritmu pre stanovenie odhadu PWV

Pri zostavovaní algoritmu pre stanovenie odhadu PWV, boli použité rôzne prístupy. Prvotným návrhom bol algoritmus, ktorý sa od finálneho líšil iba tým, že nevyužíval koreláciu, ale jednotlivé signály boli iba filtrované. Problémom bol stále vyskytujúci sa šum v signáloch, ktorý znemožňoval plynulý a správny chod algoritmu a detekciu vrcholov.

Taktiež pri zhotovovaní algoritmu bola iniciatíva umožniť užívateľovi poskytnúť odhad PWV pre viaceré kombinácie kanálov súčasne, ale táto realizácia nebola možná, pretože v nadpolovičnej vzorke dát prevládal trend, kedy pri viacerých kom-



Obr. 6.2: Zobrazenie rozdielu medzi filtrovaným korelovaným a nekorelovaným signálom na a. carotis.

bináciách kanálov nebolo možné nájsť rovnaký časový úsek, kde by bol priaznivý priebeh všetkých signálov súčasne. Voľba rôznych časových úsekov neprichádza do úvahy, keďže by to výrazne a nepresne skreslilo výsledky.

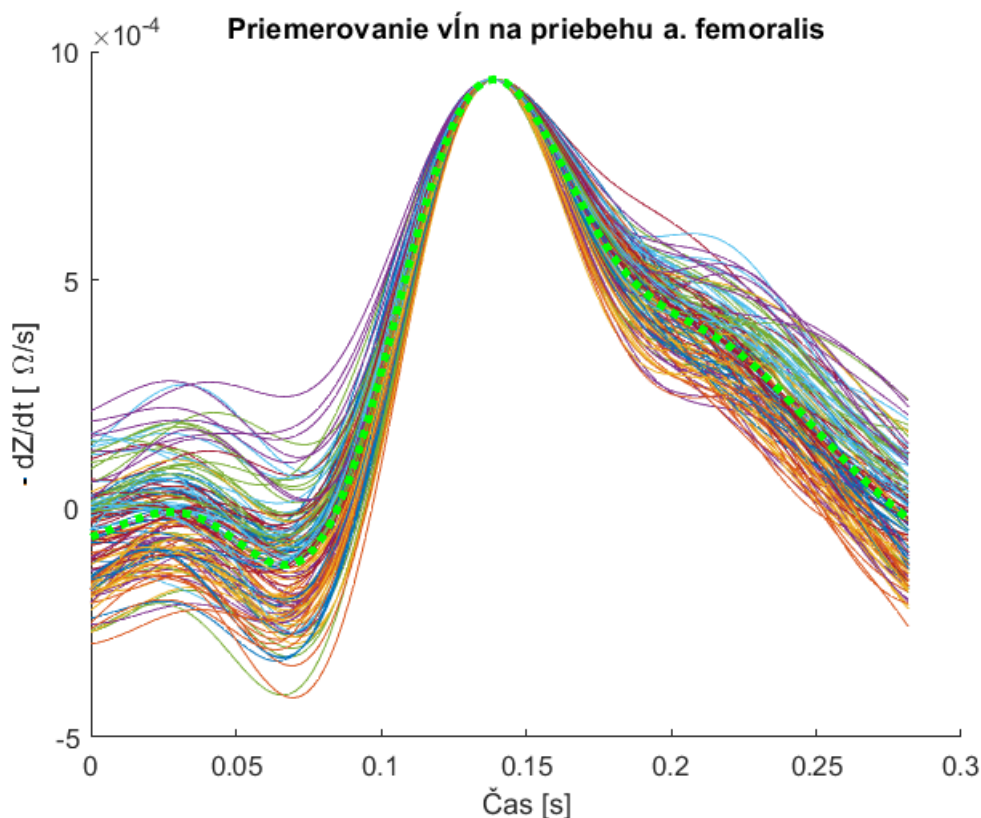
Pri finálnom návrhu už bola využitá spomenutá korelácia signálu z určitého kanálu s priemerným priebehom vlny, ktorý je charakteristický v každom z kanálov, a teda aj výsledných nameraných signáloch. Výsledné priebehy boli omnoho lepšie (viď obr. 6.2), bol zredukovaný šum, koreláciou sa podarilo zvýrazniť a nájsť špecifické priebehy vln v jednotlivých kanáloch, čo uľahčilo ich detekciu a determináciu odvodených hodnôt pre tranzitný čas a samotnú PWV. Celý nasledujúci popis spracovania signálov sa bude výhradne vzťahovať ku kanálom CH1, CH7, CH9 a CH15, keďže praktická časť bola realizovaná s zameraním na tieto kanály.

V nasledujúcich podkapitolách bude bližšie popísaný postup algoritmu a tok dát v ňom.

6.2.1 Odvodenie charakteristického priebehu vln v jednotlivých kanáloch

Pre koreláciu priebehov signálov snímaných v kanáloch CH1, CH7, CH9 a CH15, bolo nutné prvotne v rámci predprípravy algoritmu získať charakteristické priebehy vln v týchto kanáloch, s ktorými je následovne korelovaný im prislúchajúci signál.

Tieto charakteristické priebehy boli získané z derivácie impedancie od jednotlivých subjektov v procese, kedy bol pre každý kanál zvolený výber šiestich subjektov, ktorí mali priebehy jednotlivých signálov reprezentatívne a nezarušené, a teda reflektovali najdôveryhodnejší tvar vlny pre daný kanál.



Obr. 6.3: Grafické znázornenie popísaného spôsobu priemerovania vln v signáloch z jednotlivých kanálov. Obrázok konkrétne zobrazuje tento spôsob priemerovania na a. femoralis. Čiarkovaná zelená krivka je zobrazením priemernej vlny.

V každom z priebehov signálov bol vybratý úsek dlhší než 20 sekúnd, v ktorom boli detekované vrcholy vln. Jednotlivé vlny boli vybraté na základe malého časového okna, ktorý vysekol dĺžkovo rovnaké priebehy vln v oboch smeroch od vrcholu na časovej osi. V ďalšom kroku boli jednotlivé vlny zarovnané podľa vrcholov, tak aby sa prekrývali (viď obr. 6.3) a boli matematicky upravené, aby všetky priebehy vln

mali rovnakú amplitúdu. Následne bol vypočítaný priemerný priebeh danej vlny. Tento princíp bol uplatnený pre všetkých 24 priebehov v 4 skúmaných kanáloch od šiestich rôznych subjektov rovnako.

Týmto spôsobom bolo získaných 6 priemerných priebehov vln pre každý kanál. V závere boli spriemerované tieto priemery rovnakým princípom popísaným vyššie do výsledného priemeru pre každú vlnu z kanálov CH1, CH7, CH9 a CH15. Kvôli rôznej dĺžke vln z jednotlivých kanálov, bolo nutné tieto vlny modifikovať, aby pri korelácii nedochádzalo k umelému zavádzaniu časového oneskorenia medzi signálmi. Modifikácia spočívala v predĺžení všetkých priebehov na jednotnú dĺžku a umiestnení vrcholu v každom charakteristickom priebehu vlny na rovnakú časovú pozíciu.

6.2.2 Princíp stanovenia tranzitného času a PWV algoritmom

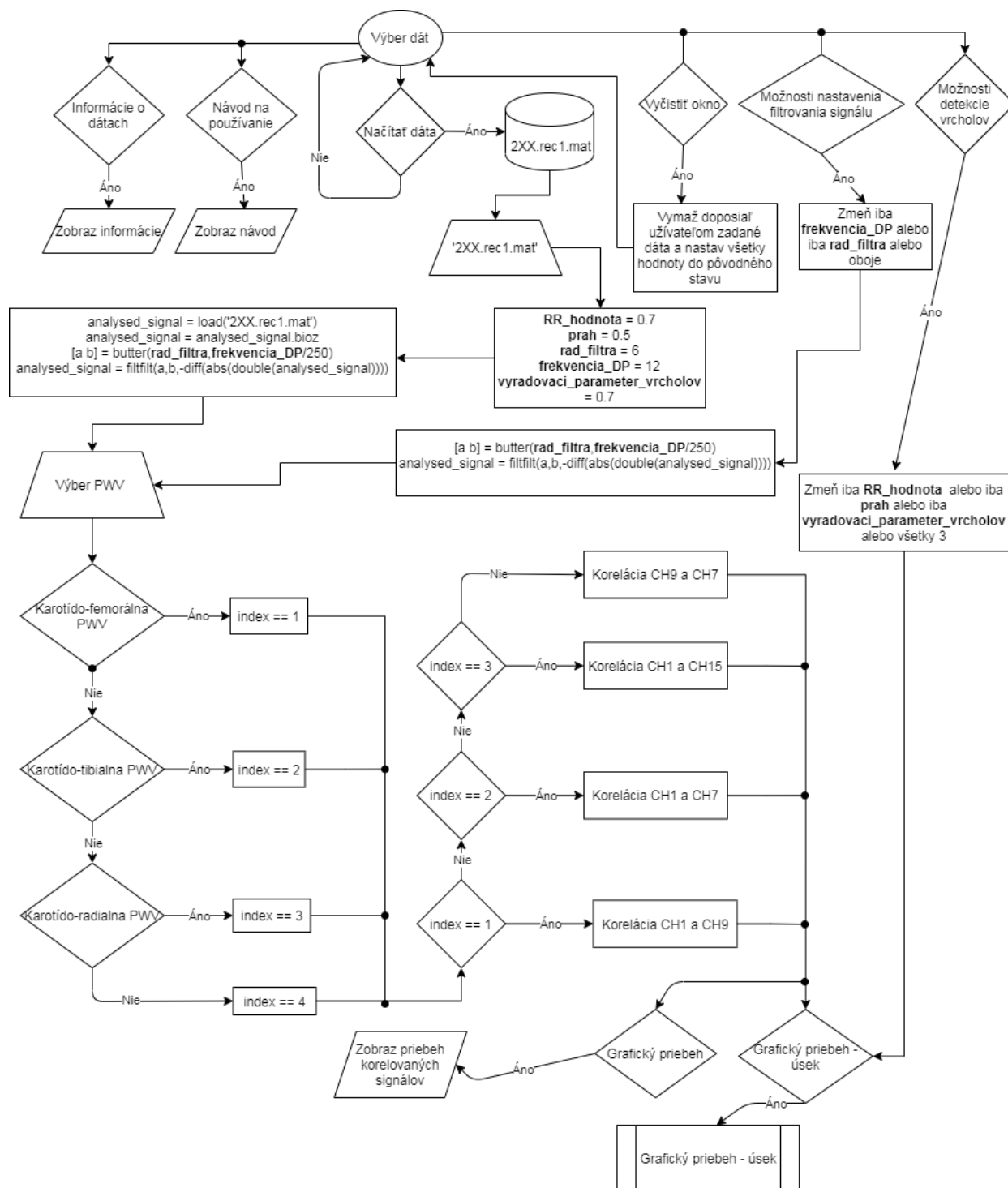
Algoritmus pracuje v rámci viacerých funkcií, ktoré sú súčasťou GUI v prostredí Matlab (verzia 2018). Už na samotnom začiatku sa vyžaduje zadanie vstupu užívateľom, ktorý si cez GUI prostredie zvolí záznam, ktorý chce zanalyzovať. Touto voľbou sa automaticky iniciujú aj všetky počiatočné hodnoty, ktoré sú nutné pre spracovanie signálu, a v prípade relevantných parametrov je možné tieto parametre kedykoľvek zmeniť v prostredí GUI. Automaticky sa načítajú charakteristické priebehy vln, ktoré budú potrebné v procese korelácie, pričom tieto parametre sú permanentne stanovené a teda pre zmenu sú irelevantné. Naopak, taktiež dôjde k automatickému nastaveniu hodnôt pre rád filtra, frekvencie dolnej priepusti (DP) a parametrov pre detekciu vrcholov, ktoré je možné zmeniť.

Filtrácia signálu a jeho následná korelácia

Filtrácia signálu je sprostredkovaná filtrom typu dolná priepusť. Tento typ filtru je realizovaný ako **Butterworthov filter** 6. rádu s frekvenciou DP rovnej 12 Hz, pomocou ktorého obdržíme koeficienty pre filtrovanie signálu matlabovskou funkciou `filtfilt`, ktorá daný signál vyfiltruje bez zavedenia časového posunu. **Rád filtra a frekvenciu** je v prostredí GUI možné meniť a mala by sa pohybovať v rozmedzí od 10 Hz do 15 Hz, pri prekročení tohto frekvenčného pásma smerom nadol je možné, že by sme stratili užitočnú zložku signálu, naopak po prekročení pásma smerom nahor, je dosť pravdepodobné že by sme v signáloch obdržali horší pomer signálu k šumu.

Do filtrácie vstupuje signál, ktorý bol prvotne prevedený do dátového formátu *double*. Na signál v tomto formáte bola uplatnená **absolútna hodnota**, ktorá pomôže premeniť komplexné hodnoty bodov impedancie na absolútne hodnoty, ktoré sú vyjadrením modulu impedancie.

Následne je na signál aplikovaná **derivácia** podľa času, prostredníctvom ktorej získame okamžité hodnoty bioimpedancie za jednotku času $[\Omega/s]$. Z biofyzikálneho



Obr. 6.4: Na obrázku je znázornený vývojový diagram algoritmu, ktorý ukazuje priebeh toku dát až po prvotné grafické zobrazenie celých korelovaných signálov.

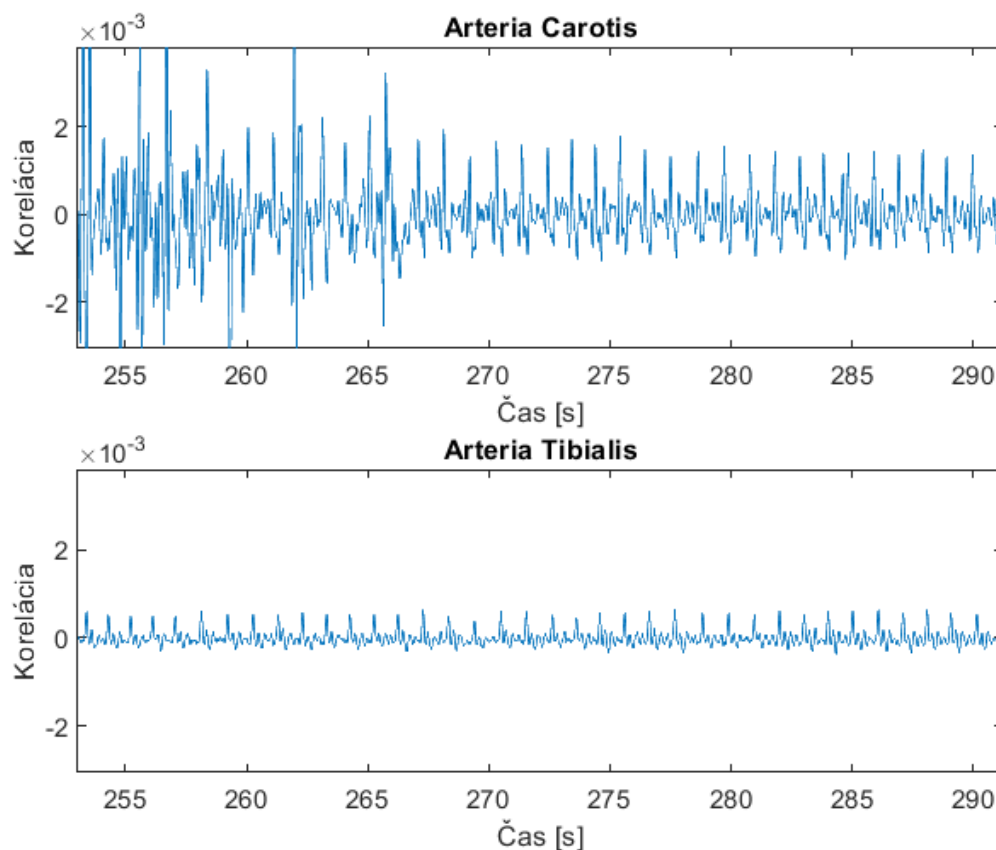
dôvodu, kedy prúd si pri ceste telom volí cestu najmenšieho odporu, čo je cievny systém, by sme pozorovali, že po prechode pulzovej vlny by v signále došlo ku krat-

kodobému poklesu impedancie, keďže sa aj krátkodobo zvýši objem krvi v danom mieste. Tento jav by spôsobil, že prechod pulzovej vlny by bol zaregistrovaný ako záporná výchylka. Z tohto dôvodu je na signál uplatnená **záporná derivácia**, ktorá pozmení výchylky na kladné vrcholy, ktoré bude možné detekovať.

Po voľbe signálu je v pamäti GUI uložený vyfiltrovaný signál, ktorý je možné ďalej analyzovať. Aby mohol algoritmus postúpiť ďalej, vyžaduje sa zadefinovanie ďalšieho vstupu z strany užívateľa, čím je voľba PWV, ktorú si chce užívateľ vyjadriť. Po tejto voľbe dôjde pre danú kombináciu signálov na určenie PWV k vzájomnej korelácii. Táto korelácia je prevedená prostredníctvom matlabovskej funkcie **filter**, ktorý prevádza operáciu na danom signále cez **racionálnu transformačnú funkciu**, ktorá má podobu:[40]

$$Y(z) = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + \dots + b(n_b + 1)z^{-n_b}}{1 + a(2)z^{-1} + \dots + a(n_a + 1)z^{-n_a}}X(z), \quad (6.1)$$

kde n_a je spätný rád filtra, n_b je dopredný rád filtra, $Y(z)$ je výstupný korelovaný signál a $X(z)$ je signál, ktorý bude korelovaný. Pri korelácii algoritmus vždy volí deliteľ a rovný 1 a koeficient b zodpovedá vektoru, kde je uložený charakteristický priebeh vlny pre daný signál, ktorý je časovo otočený. Vo výsledku sú neskôr zobrazené grafické priebehy korelovaných signálov.



Obr. 6.5: Obrázok znázorňuje príklad pre výber optimálneho úseku (od 270. sekundy po 290. sekundu), konkrétne na obrázku v signáloch pre a. carotis a a. tibialis.

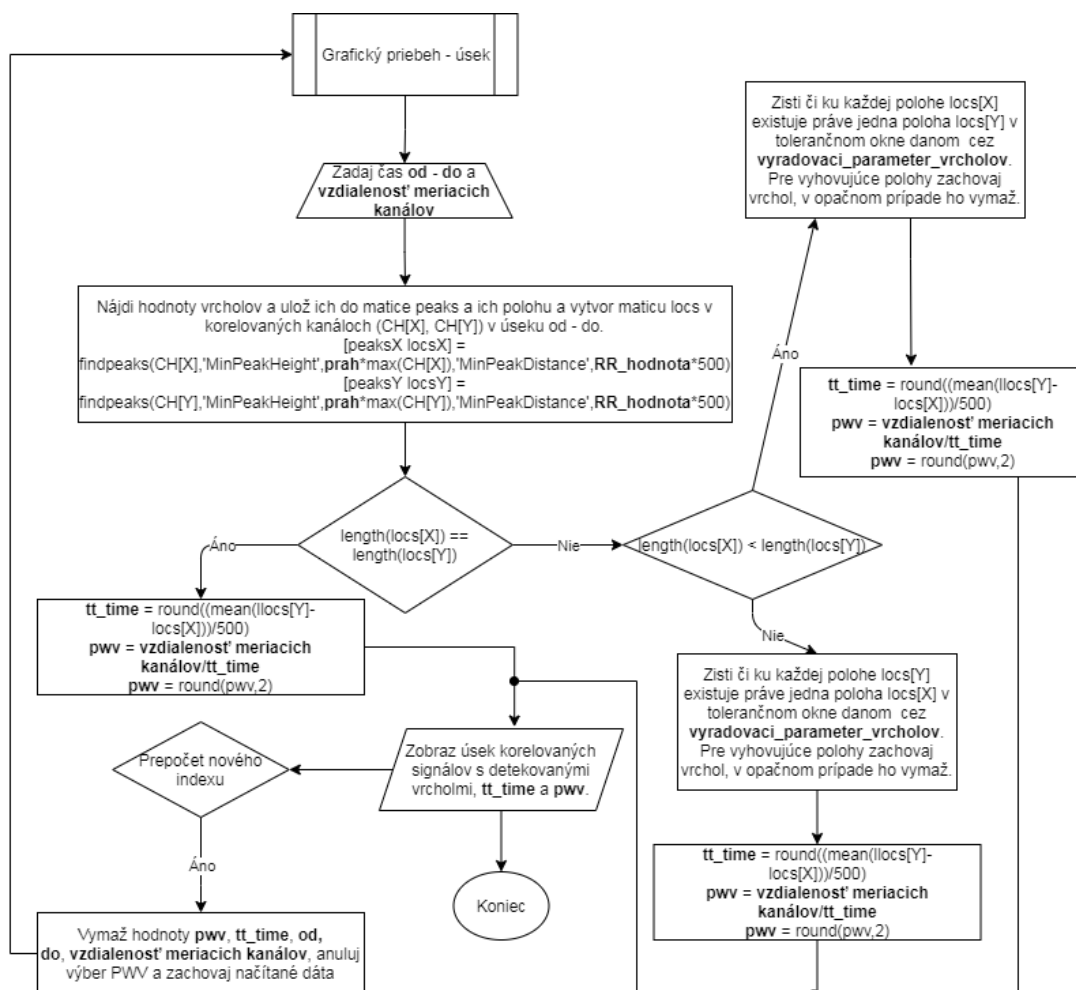
V grafoch sú súradnicové osi xy synchronizované, čo znamená, že akákoľvek zmena v súradnicovom systéme v jednom z priebehov spôsobí tú istú zmenu aj v druhom. Týmto spôsobom je možné osi zväčšovať/zmenšovať v rovnakom pomere alebo sa posúvať na časovej osi. Táto možnosť je veľmi dôležitá a užitočná, pretože signály nie sú na celom svojom priebehu vyhovujúce, a preto je nutné, aby užívateľ taký úsek našiel a zadal časové okno, v ktorom sa vyskytujú vhodné priebehy oboch signálov (viď obr. 6.5).

Celý proces od výberu dát cez spracovanie až po prvotné zobrazenie korelovaných priebehov znázorňuje vývojový diagram na obr. 6.4.

Detekcia vrcholov a stanovenie TT a PWV

Po tom čo užívateľ úspešne nájde časový úsek, kde je priebeh signálov najvhodnejší, má možnosť si zobrazit', tentokrát nie celý časový priebeh signálu, ale iba signál v danom časovom rozhraní, v ktorom už budú aj detekované vrcholy, ktoré sú znakom

zachytenia prechodu pulzovej vlny pod elektródami v kanáloch a im zodpovedajúcich signáloch.

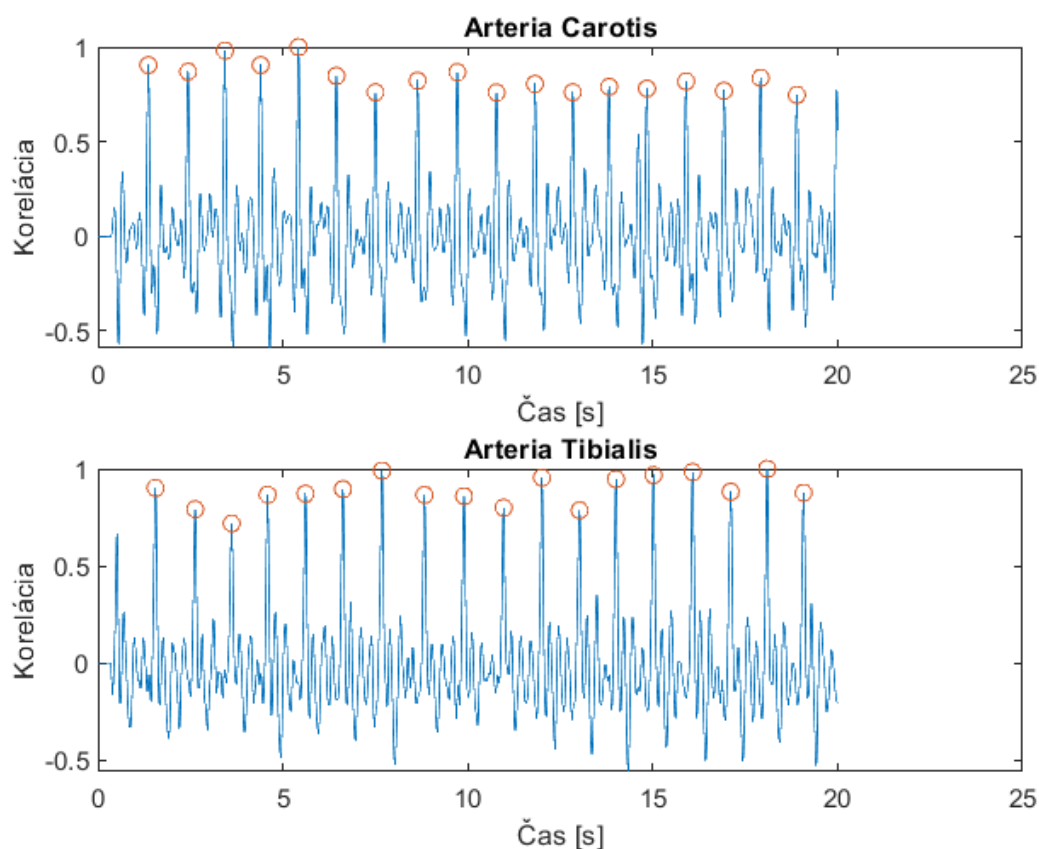


Obr. 6.6: Na obrázku je znázornený vývojový diagram, ktorý je pokračovaním diagramu na obr. 6.4. Tento pokračujúci diagram zobrazuje tok dát od druhotného grafického zobrazenia až po výsledné stanovenie tranzitných časov a PWV.

Detekcia vrcholov prebieha v každom z dvoch signálov zvlášť, čo môže viesť k dvom výsledkom podľa rôznej voľby časového okna. Samotná detekcia je závislá od dvoch parametrov, ktorými sú **minimálna dĺžka R-R intervalov** a **prahová hodnota** pre detekciu vrcholov, ktorých hodnoty je v GUI možné meniť v prípade nepriantivých výsledkov. Viac o týchto parametroch bude spomenuté v kapitole 6.3.

Prvým výsledkom by mohla byť zhoda v počte detekovaných vrcholov v oboch signáloch (viď obr. 6.7), v druhom prípade algoritmus dôjde k rôznym počtom vrcholov v signáloch. Rôzny počet môže byť výsledkom toho, že z časového okna môže vypadnúť jeden z vrcholov, túto vadu je možné napraviť tým, že zväčšíme časové

okno o pár sekúnd, čím sa daný vrchol preniesie do výsledného priebehu úseku.

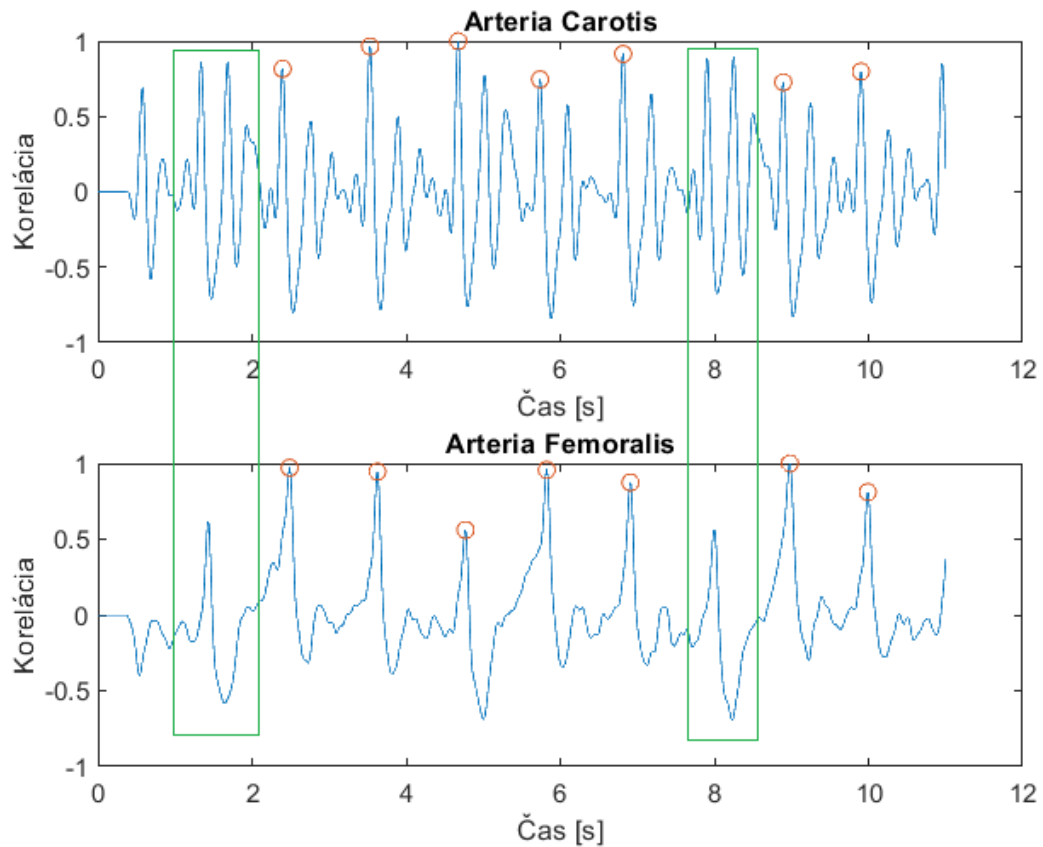


Obr. 6.7: Na obrázku vidíme časový úsek (od 270-tej do 290-tej sekundy) z signálu zobrazeného na obr. 6.5 vyššie v texte. Na obrázku je vidno, že v prípade výberu nezarušeného úseku v oboch signáloch a výberom vhodného časového okna, bolo možné detekovať všetky vrcholy a ich počet je rovnaký.

Na druhej strane, v prípade výberu úseku, kde majú signály slabú kvalitu, dochádza k detekcii rôzneho počtu vrcholov, podľa špecificity priebehu daných signálov. Algoritmus detekuje iba tie vrcholy, ktoré prislúchajú jednotlivým pulzovým vlnám, to je zabezpečené na základe prednastavených parametrov, ktoré je nutné v závislosti od zobrazovaného signálu voliť tak, aby po grafickom zobrazení kratšieho časového priebehu bolo možné optický zhodnotiť, že detekcia vrcholov prebehla správne.

Môže dôjsť k javu, kedy korelácia signálu nedopadne priaznivo a správna detekcia vrcholov bude komplikovaná a niekedy môže byť aj nemožná. Takýto jav nastal pri korelácii priebehu na a. carotis u subjektov 14 a 16, kde v zelených rámčekoch vidno, že v niektorých prípadoch môže korelácia viesť k vlnám o zhodnej amplitúde a algoritmus nebude schopný detekovať, ktorá amplitúda zodpovedá prechodu pulzovej

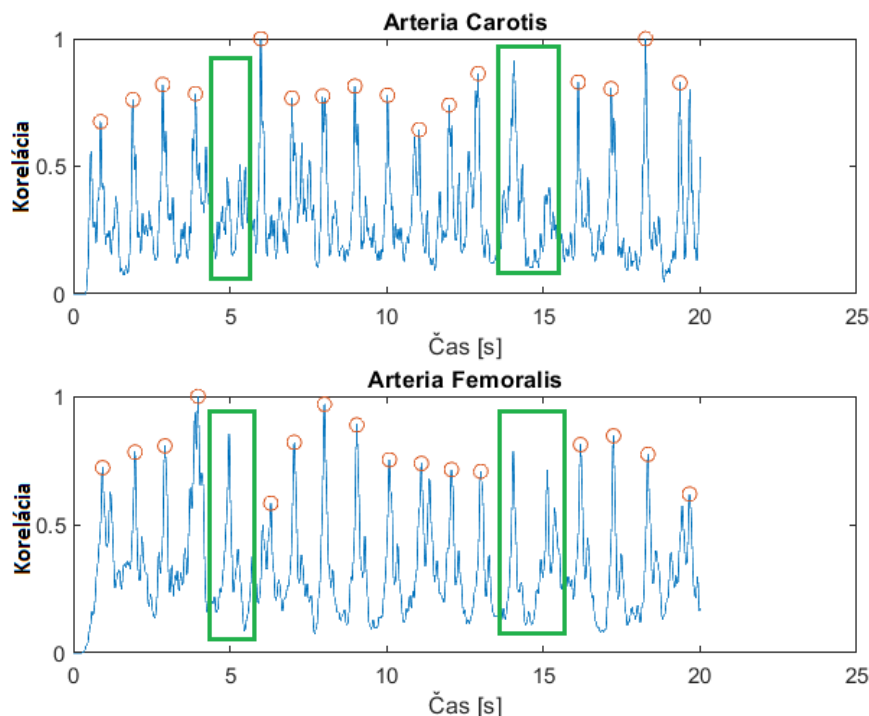
vlny (viď obr. 6.8). V takom prípade, je nutné prechádzať signál dôkladnejšie a hľadať úsek signálu o dĺžke aspoň 10 sekúnd, kde korelácia v oboch signáloch na určenie PWV bude vyhovujúca pre detekciu.



Obr. 6.8: Na obrázku je možné vidieť v zelených rámečkoch zle detekovaný signál na a. carotis u subjektu č. 16. Zároveň je možné vidieť, že správne nastavenie parametrov zaistilo, že takto nesprávne detekované vlny algoritmus vyraduje.

V prípade nesúhlasu v počte detekovaných vrcholov, algoritmus preskúma ku koľkým z detekovaných vrcholov v signále s menším počtom detekovaných vrcholov, existuje práve jeden korešpondujúci časovo posunutý vrchol v druhom signále a takéto vrcholy budú zobrazené a použité pre výpočet priemerného tranzitného času a výpočet PWV, ostatné budú vyradené. Táto analýza je prevedená na základe **vyradovacieho parametra vrcholov**, ktorého hodnotu je možné v GUI meniť v závislosti od typu signálu. Viac o tomto parametre bude v kapitole 6.3. Vrcholy algoritmus dohľadáva k signálu s menším počtom detekovaných vrcholov, pretože signál, ktorý ich má detekovaných viac, obsahuje práve aj vrcholy, ktoré neboli detekované v druhom z signálov, teda algoritmus hľadá výhradne tie vrcholy, ktoré sa vyskytujú

v oboch signáloch a preskočí a odstráni tie, ktoré sa nachádzajú v prebytku v tom druhom. Výsledkom je rovnaký počet detekovaných vrcholov v oboch signálových priebehoch (viď obr. 6.9).



Obr. 6.9: Obrázok zobrazuje ako algoritmus vyberie iba tie vrcholy, ktoré sa vyskytujú v oboch signáloch. Je možné si všimnúť, že na a. carotis v okolí 5. sekundy a za 15. sekundou nie sú výrazne vrcholy a teda neboli detekované, z toho dôvodu boli vyradené aj v priebehu na a. femoralis. Pred 15. sekundou bol z oboch signálov vyradený vrchol, ktorý nezapadal do stanovenej minimálnej dĺžky R-R intervalu.

Tranzitné časy algoritmus vyjadrí ako časové rozdiely časových lokalizácii vrcholov, kde menšencom sú vrcholy z časovo posunutého signálu a menšiteľom sú vrcholy z signálu, ktorý časovo predchádza druhý z signálov, teda ide o signál, kde je pulzová vlna registrovaná ako prvá. Jedným z riešení, by mohlo byť matematické vykonanie rozdielu bez diferenciácie medzi signálmi a určenie aboslútnej hodnoty rozdielov, ale došlo by k potlačeniu významnej informácie o signáloch. Ide napríklad o situáciu, kedy merané kanály môžu byť počas merania prehodené alebo inak zmenené, v takomto prípade buď vyjdú iracionálne výsledky alebo výsledné tranzitné časy vyjdú ako negatívne hodnoty v dôsledku, že signály budú voči sebe inak časovo posunuté ako je správne očakávané.

Konenčný tranzitný čas je vyjadrený ako aritmetický priemer zaokrúhlený na

celé nedesatinné číslo v milisekundách.

Pre úspešné určenie PWV, je potrebné, aby užívateľ zadal posledný údaj, ktorým je **vzdialenosť meriacich kanálov**, ktorú užívateľ musí odmerať na tele pacienta, keďže u každého jedinca sú tieto hodnoty dĺžky variabilné. PWV algoritmus vyjadří na základe vzťahu 3.1, ktorý bol uvedený v kapitole 3.1. Oba údaje, priemerný tranzitný čas aj výsledná PWV sa zobrazia užívateľovi v prostredí GUI.

Ak užívateľ chce vyjadriť u toho istého subjektu iný paramter PWV, tak v prostredí GUI zvolí **prepočet nového indexu**, prostredníctvom ktorého sa anuluje výber PWV a je teda nutné zvoliť nový výber, vymažu sa údaje o tranzitnom čase, PWV, vzdialenosti meriacich kanálov, ale na druhej strane sa uchová nahraný signál, zadaný časový úsek, kde je signál optimálny a všetky parametre pre filtráciu a detekciu vrcholov.

V prípade, že užívateľ chce prejsť na iný subjekt alebo potrebuje kedykoľvek zobrazíť GUI prostredie s počiatočnými iníciaľnymi hodnotami a v počiatočnom iníciaľnom stave, tak klikne na tlačidlo **vyčistiť okno** v GUI a algoritmus vykoná úkony, ktoré budú viesť k danému stavu a hodnotám.

Iné možnosti v rámci algoritmu

Posledné úkony, ktoré algoritmus na podnet užívateľa vykoná sú na informačnej úrovni. Ide o možnosť **informácie** v GUI, kde algoritmus užívateľovi podľa jeho voľby zobrazí základné informácie o dátach alebo návod na orientáciu a používanie GUI pre stanovenie PWV.

6.3 Výsledky práce

Výsledky realizácie praktickej časti zahrňujú vytvorenie GUI s intuitívnou orientáciou pre užívateľa, kde plná funkčnosť a chod GUI je založený na základe algoritmu popísaného v kapitole 6.2. Medzi výsledkami bude popísaný aj výsledný štatistický súbor, ktorý bol vytvorený z výsledkov získaných v GUI pre všetky subjekty z poskytnutej množiny dát.

6.3.1 Popis GUI pre stanovenie PWV

GUI bolo vytvorené v prostredí Matlab R2018a. Po spustení programu sa užívateľovi zobrazí okno, ktoré je prerozdelené do dvoch stĺpcov. Intuitívne sa začína na ľavej strane okna, kde sa nachádza tlačidlo **načítať dáta**, pomocou ktorého si užívateľ zvolí súbor dát k analýze. Pri načítaní a spracovaní vybraných dát sa užívateľovi zobrazí informančné okno, ktoré užívateľa informuje o progrese. Po načítaní dát užívateľ uvidí v okne, **načítaná položka**, názov vybraného súboru. Pri načítaní dát dôjde aj k inicializácii hodnôt potrebných pre prácu s dátami, tieto hodnoty možno vidieť v tabuľke 6.2. Jednotlivé parametre je možné zmeniť prostredníctvom tlačidla na hornej lište v GUI s názvom **možnosti**, v sekciách **možnosti detekcie vrcholov** alebo **možnosti nastavenia filtrovania signálu**.

Tab. 6.2: Tabuľka iniciálnych hodnôt parametrov v GUI po spustení programu a načítaní dát.

Názov parametru	Iniciálna hodnota
Rád filtra	6
Frekvencia filtra [Hz]	12
Minimálna dĺžka R-R intervalu [s]	0.7
Prah pre detekciu vrcholov	0.5
Vyradovací parameter vrcholov [s]	0.8

Primárne by mal užívateľ ponechať prednastavené parametre a v prípade neželaných výsledkov ich zmeniť. Zmenu parametrov je nutné robiť na základe práce so signálom a na základe znalosti užívateľa o dátach s ktorými pracuje.

Po voľbe dát užívateľ kliknutím zaznačí voľbu jednu z štyroch ponúkaných PWV. Pri zaškrtnutí viacerých PWV, každé nové zaškrtnutie zruší predošlú voľbu, čím sa teda do platnosti dostane voľba PWV, ktorá bude zaškrtnutá ako posledná. Následne

Informácie
Možnosti

Stanovenie PWV

Volba pre PWV

Načítať dáta

Načítaná položka:
205_rec1.mat

☒ Karotído-femorálna PWV
☐ Karotído-tibialna PWV
☐ Karotído-radialna PWV
☐ Femoralno-tibialna PWV

Vzdialenosť meriacich kanálov v [cm]:
70

Grafický priebeh

Klasifikácia parametrov a výsledky

Volba časového okna

Od:
440
[sek]

Do:
460
[sek]

Grafický priebeh - úsek

Výsledky

Priemerný tranzitný čas:
86
ms

Stanovená PWV:
8.14
m/s

Vyčistiť okno

Prepočet nového indexu

Obr. 6.10: Zobrazenie prostredia GUI po spustení programu. Obrázok zachytáva GUI za stavu používania, kedy sú do programu nahraté dáta a zanalyzované.

je možné zobraziť priebehy korelovaných signálov kliknutím na tlačidlo **grafický priebeh** a to bez nutnosti zadania vzdialenosti meriacich kanálov. V zobrazenom priebehu má možnosť užívateľ vizuálne zhodnotiť jednotlivé priebehy a zvoliť nezarušený úsek, kde sú oba korelované signály v dobrej kvalite. Úsek je volený ako časové ohraničenie, ktoré užívateľ odčíta buď priamo na časovej osi alebo pre dôslednejšie zadanie si zvolí kurzor, ktorý mu poskytne po kliknutí na krivku časovú súradnicu pre daný bod v mieste kliknutia. Začiatočný a konečný časový údaj pre znovuzobrazenie signálu v danom úseku užívateľ zadá v sekcii **voľba časového okna**. Predtým než užívateľ klikne na tlačidlo **grafický priebeh - úsek**, je nutné zadať už **vzdialenosť meriacich kanálov**, pretože toto tlačidlo slúži okrem zobrazenia kratšieho úseku priebehu signálu aj na výpočet konečného priemerného tranzitného času a výsledného odhadu PWV. Navyše, zobrazený úsek signálu obsahuje aj graficky zaznačené detekované vrcholy, čo umožňuje užívateľovi zhodnotiť či výsledky interpretované programom sú dôveryhodné. Za okolností, kedy by detekovanie vrcholov nebolo priaznivé, môže užívateľ zmeniť iniciálne prednastavené hodnoty (tabuľka 6.2) a zobraziť si priebeh znovu. Postupnou úpravou parametrov možno dôjsť k dobrým a dôveryhodným výsledkom aj u signálov, ktoré majú horší priebeh

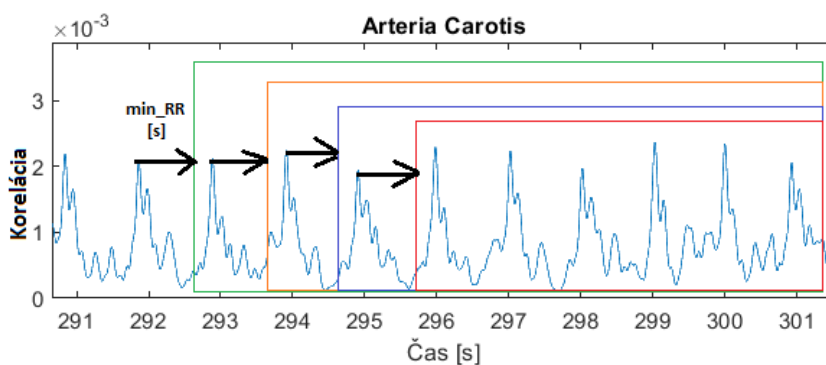
na celom svojom úseku (napríklad u detí, ktoré sa môžu veľmi hýbať).

Nakoniec užívateľ touto cestou dôjde do pravého stĺpca nadol k tlačidlám **vyčistiť okno**, pomocou ktorého možno nahráť nové dáta, a **prepočet nového indexu**, pomocou ktorého možno označiť novú voľbu pre PWV. Vplyv týchto tlačidiel v GUI možno taktiež intuitívne odhadnúť z ich názvu a ich účinok už bol popísaný v kapitole 6.2.2. GUI po spustení a následnej analýze v krokoch popísaných vyššie je na obr. 6.10.

Možnosti detekcie vrcholov

Pri akýchkoľvek nevyhovujúcich podmienkach spojených s detekciou vrcholov, možno v možnostiach v GUI v sekcii **možnosti detekcie vrcholov** zmeniť tri parametre, ktoré priamo vplývajú na túto detekciu. Užívateľ vždy vidí aktuálne nastavené hodnoty parametrov a po voľbe uložiť sa zmení hodnota v poli aktuálna hodnota na užívateľom zadanú hodnotu. Celé okno pre možnosti detekcie vrcholov je na obr. 6.12.

Prvým parametrom je hodnota pre **minimálnu dĺžku R-R intervalov**. Tento parameter je uvedený v sekundách a vyjadruje minimálnu dĺžku doby od posledného detekovaného vrcholu, kedy nebude detekovaný nasledujúci vrchol. Ide o určitú "mŕtvu" dobu, počas ktorej algoritmus nedetektuje žiaden vrchol, ale za minimálnou dĺžkou R-R intervalu už algoritmus opäť zdetektuje prvý možný vyhovujúci vrchol. Tento princíp je znázornený aj na obr. 6.11, kde šípky označujú dobu minimálnej



Obr. 6.11: Ilustrácia princípu detekovania vrcholov cez parameter minimálnej dĺžky R-R intervalu

dĺžky R-R intervalov, teda dobu, kedy nie je detekovaný žiaden vrchol a následne farebné okná označujú, že po uplynutí doby minimálneho R-R intervalu je k dispozícii celý signál za touto dobou, kde je možné hľadať najbližší možný vyhovujúci vrchol. Tento parameter meníme v prípadoch kedy dôjde k detekovaniu veľkého množstva

vrcholov alebo naopak, kedy ich je veľmi málo a odvíja sa aj od variability srdcového rytmu.

Možnosti nastavenia vrcholov

Minimálna dĺžka R-R intervalu: [s]
Aktuálna hodnota: 0.7

Prahová hodnota vrcholov:
Aktuálna hodnota: 0.5

Vyradovací parameter vrcholov: [s]
Aktuálna hodnota: 0.8

*Prahová hodnota udáva, že všetky vrcholy v signále budú väčšie ako $\text{prah} \cdot \text{max_vrchol}(\text{signál})$. V rozmedzí 0 - 1.

** Minimálna dĺžka R-R intervalov udáva refrakternú dobu, v ktorej nebude detekovaný vrchol od posledného detekovaného vrcholu.

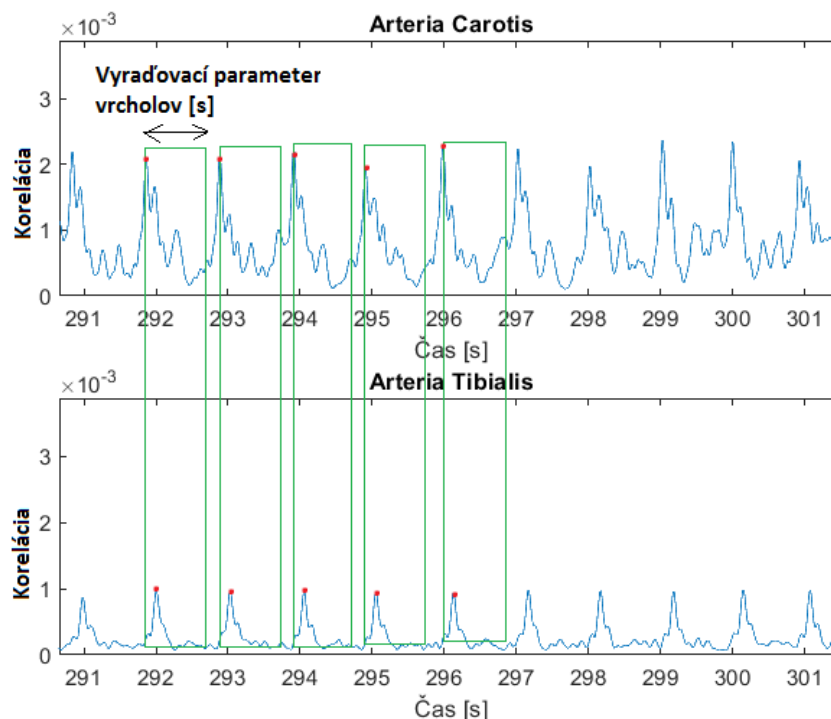
***Vyradovací parameter vrcholov určuje časové okno, v ktorom sa dohľadáva korešpondujúci vrchol k detekovanému vrcholu v druhom kanály prisluchajúci k vlne v prvom kanály a naopak.

Obr. 6.12: Zobrazenie okna pre nastavenie detekcie vrcholov v GUI.

Druhý parameter, ktorý je možné nastaviť, je **prahová hodnota vrcholov**. Týmto parametrom špecifikujeme a algoritmu tak zúžime možný výber tých správnych vrcholov. Prahovú hodnotu je možné voliť v intervale 0-1, pretože ide o vyjadrenie, kedy algoritmus bude hľadať vrcholy vyššie ako násobok prahu a maximálneho vrcholu v danom úseku signálu. Tento parameter meníme v prípadoch kedy dôjde k detekovaniu veľkého množstva vrcholov alebo naopak, kedy ich je veľmi málo.

Posledným parametrom je **vyradovací parameter vrcholov**, ktorý je udávaný tiež v sekundách. Tento parameter sa uplatňuje iba v časti algoritmu, ktorý hodnotí prípady, kedy počet detekovaných vrcholov v signáloch je odlišný. Tento parameter udáva časové okno, v ktorom sa dohľadáva korešpondujúci vrchol k detekovanému vrcholu v druhom zo signálov.

Ak v druhom signále sa nachádza detekovaný vrchol v časovom okne, tak sa oba vrcholy v signáloch zachovajú, ak sa v okne nenachádza žiadny vrchol, tak bude



Obr. 6.13: Ilustrácia princípu fungovania vyraďovacieho parametru vrcholov v GUI.

vyraďený vrchol aj v prvom signále, ku ktorému bol dohľadávaný (ale neúspešne) ten druhý. Princíp a účinnosť vyraďovacieho parametra je na obr. 6.13. Je nutné porozumieť, že dĺžka vyraďovacieho parametru vrcholov musí byť kratšia ako R-R interval, v opačnom prípade časové okno môže zahŕňať viacero vyhovujúcich vrcholov, čo je neželaná situácia, pretože ku každému vrcholu existuje jeden a len jeden korešpondujúci vrchol s prislúchajúcim časovým posunom. Na obr. 6.13 je ilustrácia, kedy pomocou vyraďovacieho parametru tvoriaceho časového okna dohľadáваме k vrcholom na a. carotis prislúchajúce vrcholy na a. tibialis, tento proces algoritmus samozrejme vie uplatniť aj v opačnom prípade, kedy bude časové okno orientované na opačnú stranu, keďže priebehy na a. carotis predchádzajú priebehy na a. tibialis. Tento parameter meníme najčastejšie v prípade iracionálneho tranzitného času.

Možnosti nastavenia filtra

Program využíva pri filtrácii koeficienty vyjadrené cez Butterworthov filter. V možnostiach je možné zmeniť rád filteru a frekvenciu DP. Po otvorení okna **možnosti nastavenia filtrovania signálu** sa užívateľovi zobrazí rovnako stavané prostredie ako pri detekcii vrcholov, toto prostredie je možné vidieť na obr. 6.14.



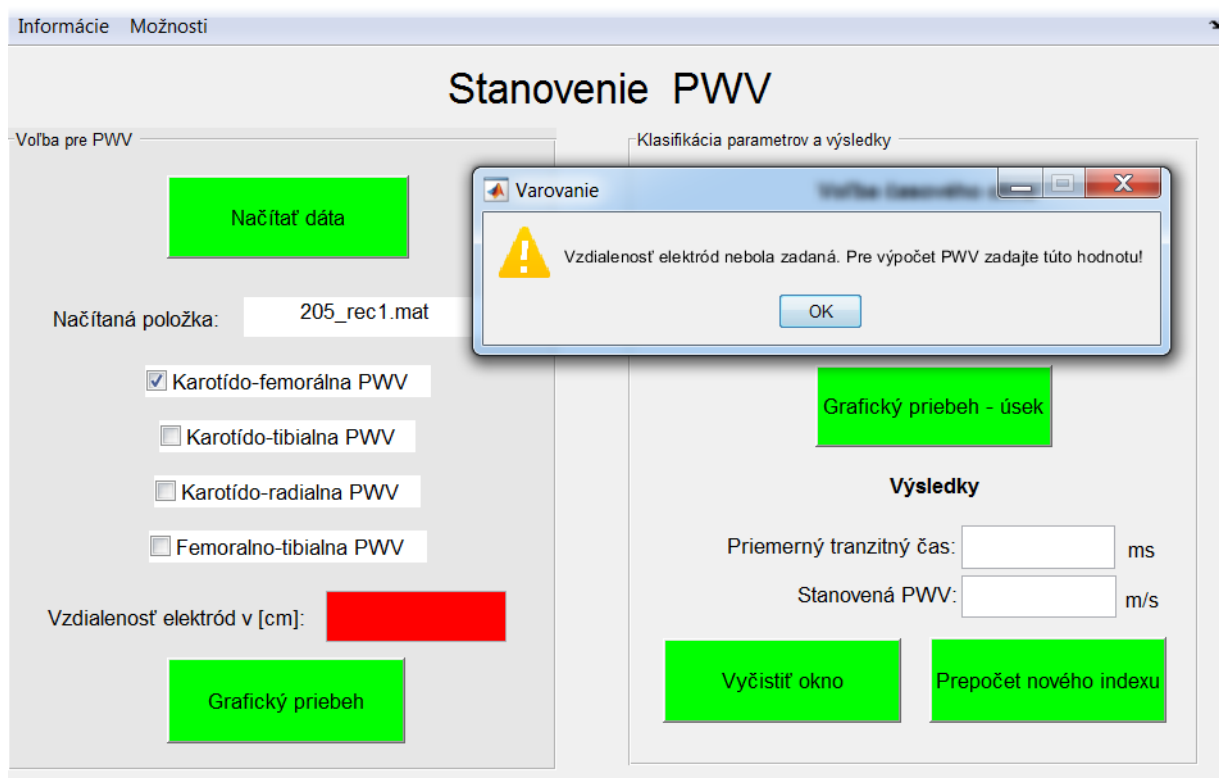
Obr. 6.14: Zobrazenie okna pre nastavenie filtra v GUI.

Dialógové okná

Pri tvorbe GUI bolo cieľom myslieť aj na možné chybné kroky užívateľa a upozorniť ho primeraným spôsobom aby sa k chybe vrátil a opravil ju. To bolo docielené vďaka využitiu dialógových okien a optických výstrah (ako zmena farby pozadia). Pri chybách v editačných oknách, kde užívateľ môže zadávať hodnoty, sa v prípade chyby pozadie okna zafarbí na červeno a po odstránení chyby opäť na bielo. Okrem toho, sa v prípade každej chyby objaví dialógové okno, ktoré chybu bližšie špecifikuje. V rámci GUI boli nastavené kontroly, ktoré predchádzajú týmto chybám:

- 1 V editačnom okne sa nachádza textový znak. (Všetky vstupy sú iba číselného formátu)
- 2 Prahová hodnota pre detekciu vrcholov neleží v intervale 0-1.
- 3 Užívateľ zabudol vybrať dáta na analýzu.
- 4 Užívateľ pri zobrazení kratšieho časového úseku zabudol zadať aspoň jedno z nasledujúcich:
 - (a) počiatočnú hodnotu časového úseku
 - (b) konečnú hodnotu časového úseku
 - (c) vzdialenosť meriacich kanálov

Príklad upozornenia užívateľa na chybu možno vidieť na obr. 6.15.



Obr. 6.15: Ukážka zobrazenia dialógových okien v GUI pri chybe zo strany užívateľa.

6.3.2 Štatistické vyhodnotenie celej skupiny subjektov

Po návrhu GUI, bola vzorka dát od jednotlivých subjektov podrobená analýze a u každého subjektu bola stanovená karotído-femorálna PWV (cfPWV), karotído-tibiálna PWV (ctPWV), karotído-radiálna PWV (crPWV) a femoralno-tibiálna PWV (ftPWV).

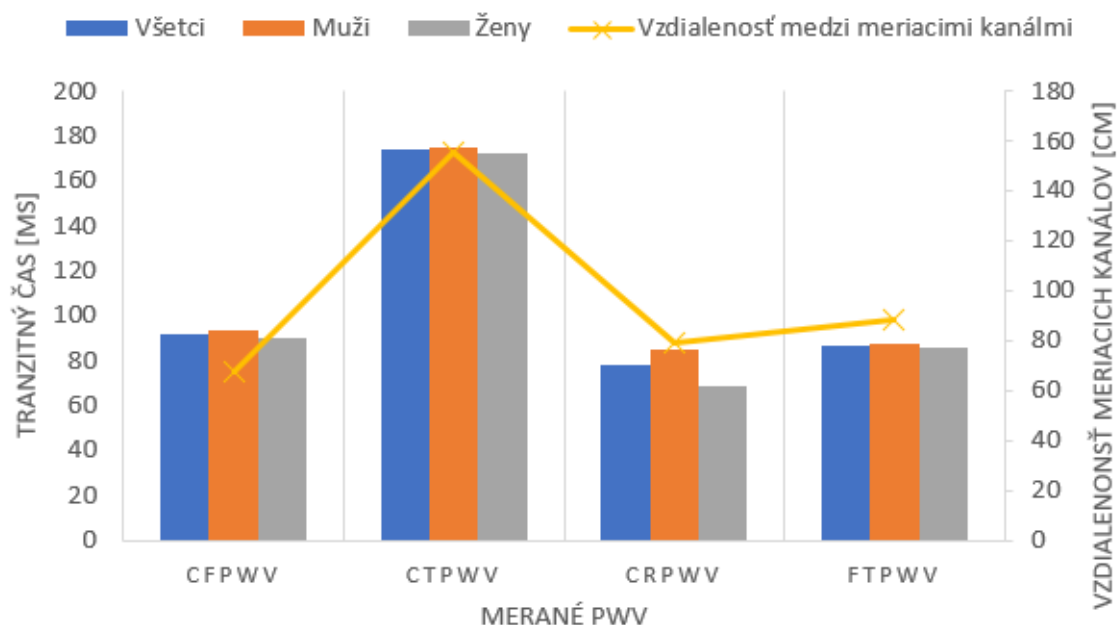
Pri spracovaní výsledkov boli menšie problémy snímaného signálu na a. carotis u subjektov 13, 14, 16, 17 a 18, kde dané signály boli na takmer celom svojom priebehu výrazne rušené alebo bol nevhodne nakorelovaný priebeh na a. carotis. Napriek tomu, bolo možné nájsť v týchto špecifických priebehoch aspoň 10 sekundové úseky, v ktorých bola detekcia vrcholov možná.

Hodnotiac **tranzitný čas**, tak jeho priemerné hodnoty u mužov a žien a zároveň pre všetky subjekty spolu mierne fluktoval u cfPWV, ctPWV a ftPWV. Najväčší rozdiel priemerných hodnôt možno pozorovať u tranzitných časoch vyjadrených z priebehov na a. carotis a a. radialis, kde je významný rozdiel medzi mužmi a ženami, kedy priemerný TT u mužov je 85 ms a u žien to je výrazne nižšia hodnota 69 ms. Zároveň z grafického znázornenia priemerných TT na obr. 6.16 možno vyvodit záver, že všeobecne najdlhší TT je medzi kanálmi na a. carotis a a. tibialis (174 ms)

a najkratší TT je medzi kanálmi na a. carotis a a. radialis (78 ms). Tieto časy do značnej miery súvisia s priemernou vzdialenosťou medzi meriacimi kanálmi, kedy s narastajúcou vzdialenosťou analogicky narastá aj doba, za ktorú pulzová vlna túto vzdialenosť prejde. Túto skutočnosť je taktiež možné pozorovať na obr. 6.16.

Posledným zisteným údajom sú stanovené rozptyly, kedy z údajov vyplýva, že pre všetky subjekty možno najväčšie rozptyly očakávať pri TT u ctPWV, na druhej strane najmenší rozptyl a teda pomerne stabilné hodnoty u všetkých subjektov sú pri TT u ftPWV. V rámci jednotlivých skupín mužov a žien, bol najväčší rozptyl TT u ctPWV u mužov, u žien najväčší rozptyl vyjadrenia TT bol u cfPWV. Najmenšie rozptyly a teda stabilnejšie hodnoty boli pre TT u cfPWV u mužov (opačne ako u žien) a v skupine žien to boli hodnoty TT u ftPWV. Jednotlivé TT merané osobitne u daných subjektov ako aj priemery a rozptyly sú zobrazené v tabuľke 6.3.

GRAFICKÉ ZNÁZORNENIE PRIEMERNÉHO TRANZITNÉHO ČASU



Obr. 6.16: Grafické znázornenie priemerných TT v jednotlivých meraných kanáloch spolu s zobrazením priemerných vzdialeností medzi meriacimi kanálmi.

Po analýze TT, je možné zhodnotiť stanovené hodnoty PWV, ktorých určenie bolo hlavným cieľom tejto bakalárskej práce.

Namerané hodnoty PWV u mužov sú vyššie než namerané hodnoty PWV u žien. Tento jav bol potvrdený aj jednoduchým štatistickým F-testom, kde pre pozorované

Tab. 6.3: Tabuľka nameraných TT medzi meriacimi kanálmi u jednotlivých subjektov a ich priemery pre jednotlivé skupiny.

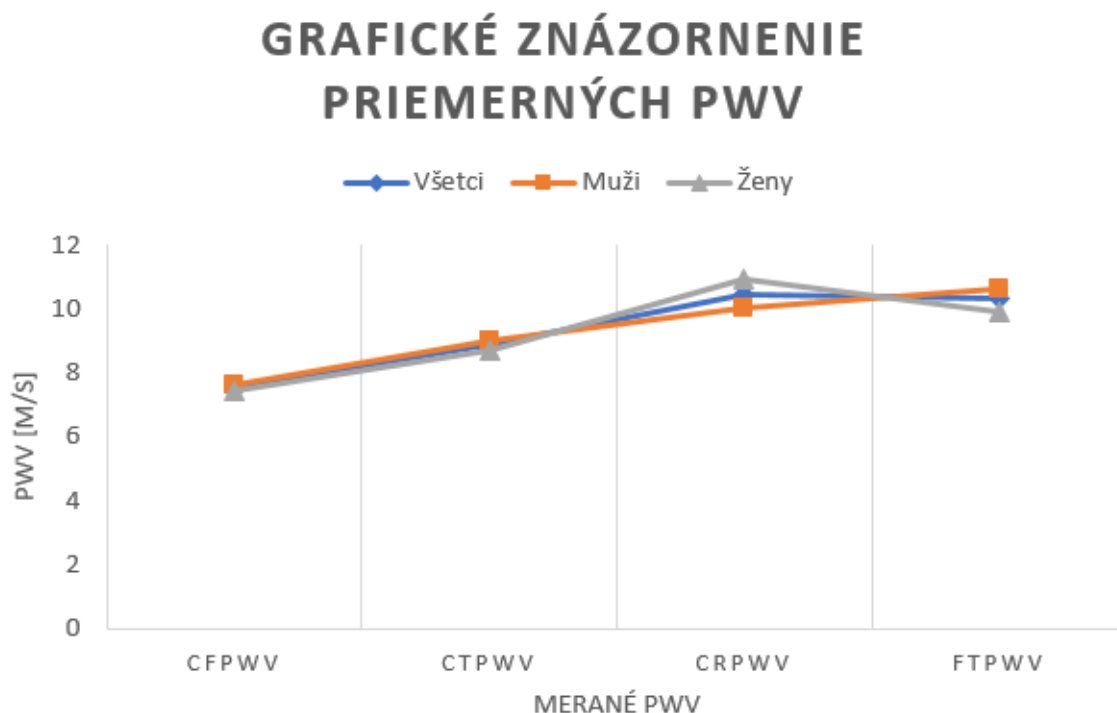
Číslo subjektu	Pohlavie	TT-cfPWV [ms]	TT-ctPWV [ms]	TT-crPWV [ms]	TT-ftPWV [ms]
1	muž	91	100	75	73
2	muž	100	197	94	97
4	muž	99	222	118	123
5	muž	86	182	66	96
6	muž	70	148	71	77
10	muž	93	185	82	92
13	muž	95	169	75	73
15	muž	102	184	96	82
16	muž	89	172	82	83
17	muž	99	177	92	78
18	muž	76	163	69	87
20	muž	120	201	96	84
3	žena	88	179	73	91
7	žena	66	152	62	86
8	žena	88	178	62	90
9	žena	126	176	61	80
11	žena	72	155	67	83
12	žena	83	162	63	79
14	žena	93	173	68	80
19	žena	87	179	72	92
21	žena	107	197	92	90
Priemery	Všetci	92	174	78	86
	Muži	93	175	85	87
	Ženy	90	172	69	86
Rozptyly	Všetci	211	559	216	112
	Muži	166	922	226	193
	Ženy	320	196	95	28

rýchlosti u mužov a u žien, vyšlo Fisherovo $F = 0,83$ a $F_{\text{krit}}(1) = 0,32$. Ak platí, že $F > F_{\text{krit}}(1)$, tak je potvrdený signifikantný rozdiel medzi skupinami mužov a žien.[41]

Taktiež bol tento jav, kedy u mužov pozorujeme vyššie hodnoty PWV než u žien

pojednávany a potvrdený v kapitole 2.1.

V skupine jedincov, ktorý boli posudzovaný v rámci bakalárskej práce, sa v skupine žien pri určovaní crPWV objavil zaujímavý fenomén, kedy rýchlosť PWV u žien bola vyššia než u mužov.



Obr. 6.17: Grafické znázornenie priemerných PWV v jednotlivých meraných kanáloch.

V rámci všetkých 21 subjektov je pozorovateľný trend, že PWV smerom od srdca k periférii rastie, čo možno pozorovať aj na priebehoch jednotlivých kriviek na obr. 6.17. Tento fakt bol popísaný aj v rámci iných štúdií, čo rozoberá kapitola 4.2 v tejto práci. Priemerne najrýchlejšie pozorované šírenie PWV u všetkých subjektov bolo pri crPWV s rýchlosťou 10,42 m/s a najpomalšie pri cfPWV s rýchlosťou 7,54 m/s. Obdobný výsledok, len s inými hodnotami pre PWV, bol aj v skupine žien, kde najrýchlejšia PWV v rámci crPWV indexu bola 10,94 m/s a najpomalšia PWV bola v rámci cfPWV s priemernou hodnotou 7,43 m/s. Trochu odlišné pomery sú v skupine mužov, kde najrýchlejšia PWV bola ftPWV s hodnotou 10,64 m/s a najpomalšie hodnoty PWV u mužov boli, rovnako ako u žien, v rámci cfPWV s hodnotou 7,62 m/s.

Všetky zistené hodnoty PWV u 21 subjektov, ktorý predstavujú mladú vekovú skupinu, zapadajú do intervalov fyziologických hodnôt zistených aj v rámci iných vý-

skumov, ktoré boli prevedené v spolupráci s zdravými jedincami bez prítomnosti anamnézy súvisiacej s kardiovaskulárnymi alebo inými ochoreniami. Tieto skutočnosti a fyziologické rozhrania pre PWV boli popísané v kapitolách 1.2 a 4.2.

Detailne všetky namerané hodnoty PWV u jednotlivých subjektov a výsledné priemery možno pozorovať v tabuľke 6.4.

Tab. 6.4: Tabuľka stanovených PWV u jednotlivých subjektov a ich priemery pre jednotlivé skupiny.

Číslo subjektu	Pohlavie	cfPWV [m/s]	ctPWV [m/s]	crPWV [m/s]	ftPWV [m/s]
1	muž	7.69	10	11.47	13.01
2	muž	8.1	8.98	9.89	9.9
4	muž	6.67	7.03	7.37	7.32
5	muž	8.14	8.96	12.58	9.69
6	muž	10.57	10.14	10.56	9.87
10	muž	7.96	8.86	9.63	9.78
13	muž	6.74	9.05	11.33	12.19
15	muž	6.86	8.7	8.54	10.98
16	muž	6.74	9.01	9.39	11.45
17	muž	6.57	8.76	9.35	11.54
18	muž	9.61	9.88	11.3	10.11
20	muž	5.75	8.36	8.96	11.79
3	žena	8.07	9.05	11.23	10
7	žena	9.85	9.47	10.97	9.19
8	žena	7.27	8.82	13.23	10.33
9	žena	5.08	7.61	11.31	8.75
11	žena	8.75	9.23	11.04	9.64
12	žena	7.59	9.07	11.43	10.63
14	žena	6.99	8.67	10	10.63
19	žena	7.36	9.05	11.25	10.65
21	žena	5.89	7.31	8.04	9
Priemery	Všetci	7.54	8.86	10.42	10.31
	Muži	7.62	8.98	10.03	10.64
	Ženy	7.43	8.7	10.94	9.87

Záver

Bakalárska práca sa zaoberá tematikou šírenia pulzovej vlny v tele človeka a popisuje spôsob akým možno využiť sledovanie tohto hemodynamického parametra prostredníctvom bioimpodancie a získať tak priebehy signálov, ktoré mapujú propagáciu pulzovej vlny v rôznych častiach tela. Vďaka týmto priebehom je možné zostaviť kombinácie signálov, z ktorých je možné získať informáciu o tranzitnom čase, a tak pri známej vzdialenosti merných elektród nakoniec vyjadriť PWV.

Práca sa vo svojej prvej časti zaoberá dôkladnou teoretickou analýzou danej tematiky, ktorej cieľom je priblíženie problematiky, ktorej sa týka táto práca. V úvode práce bol popísaný srdcový cyklus ako zdroj a generátor pulzovej vlny, ktorej propagáciu v tele človeka sledujeme v získaných bioimpodančných signáloch, ako aj samotná pulzová vlna a jej charakteristické vlastnosti. Teoretická časť práce sa ďalej venuje faktorom, ktoré v konečnom dôsledku ovplyvňujú šírenie pulzovej vlny v cievnom systéme a majú tak aj celkový dopad na výslednú hodnotu PWV.

Z dostupných prístupov a metód ako možno vyjadriť PWV, bakalárska práca pojednáva o tých základných, najpoužívanějších a inovatívnych, kde rôzne metódy využívajú rôzne prístupy a parametre pre vyjadrenie PWV.

V závere teoretickej časti sú popísané invazívne, neinvazívne, lokálne a regionálne metódy merania PWV ako aj ich charakteristické znaky a možné výhody a nevýhody.

Praktická časť sa venuje popisu navrhnutého a realizovaného algoritmu pre spracovanie dát a stanoveniu odhadu indexov PWV bez pomoci EKG signálu. Požadovanými boli karotído-femorálne, karotído-tibiálne, karotído-radiálne a femorálno-tibiálne indexy. Zároveň je v tejto časti aj popis návrhu a realizácie grafického užívateľského rozhrania a jeho parametrov pre prácu s dátami od jednotlivých subjektov.

Celú prácu uzatvára štatistické spracovanie súboru všetkých 21 subjektov, u ktorých sa podarilo úspešne stanoviť hodnoty tranzitných časov ako aj výsledné hodnoty PWV v požadovaných segmentoch tela pomocou navrhnutého programového vybavenia. Pre použitý súbor subjektov bol zistený priemerný index $cfPWV = 7,54$ m/s, $ctPWV = 8,86$ m/s, $crPWV = 10,42$ m/s a $ftPWV = 10,31$ m/s, pričom priemerný vek bol 24 rokov. Z toho u mužov boli jednotlivé priemery indexov $cfPWV = 7,62$ m/s, $ctPWV = 8,98$ m/s, $crPWV = 10,03$ m/s a $ftPWV = 10,64$ m/s, pričom priemerný vek v tejto skupine bol 23 rokov. A u žien boli priemery indexov $cfPWV = 7,43$ m/s, $ctPWV = 8,7$ m/s, $crPWV = 10,94$ m/s a $ftPWV = 9,87$ m/s, pričom priemerný vek v tejto skupine bol 24 rokov.

Podstatným záverom praktickej časti je, že stanovenie PWV bez pomoci EKG signálu pre detekciu tepov možné je, a po porovnaní s dostupnými dátami z iných výskumov, ako aj po zhodnotení výsledkov, možno konštatovať, že úspešne.

Literatúra

- [1] Srdeční revoluce. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2020-11-23]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Srde%C4%8Dn%C3%AD_revoluce#cite_note-Kittnar-1
- [2] Z medicíny: O chlopniach. *KARDIOKLUB SK* [online]. [cit. 2020-11-24]. Dostupné z: <http://www.kardioklub.biznisweb.sk/info/o-chlopniach/>
- [3] Kardiovaskulárny systém: Srdce a cievy. *Univerzita Pavla Jozefa Šáfárika v Košiciach* [online]. Košice [cit. 2020-11-25]. Dostupné z: <https://www.upjs.sk/public/media/22891/Kardiovaskularny%20system.pdf>
- [4] *Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta se cvičebnicí*. 3. Lékárska fakulta, Univerzita Karlova v Prahe, 2014. Dostupné také z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/1-srdce/>
- [5] FAN, Zhaopeng, Gong ZHANG a Simon LIAO. Pulse Wave Analysis. GARGIULO, Gaetano, ed. *Advanced Biomedical Engineering* [online]. InTech, 2011, 2011-08-23 [cit. 2020-12-28]. ISBN 978-953-307-555-6. Dostupné z: doi:10.5772/22600
- [6] HELLEVIK, Leif Rune. *Pressure and flow in the cardiovascular system: Arterial anatomy* [online]. 2018 [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: http://folk.ntnu.no/leifh/teaching/tkt4150/._main025.html
- [7] WIKIPEDIA, THE FREE ENCYCLOPEDIA. Centimetre or millimetre of water. *Centimetre or millimetre of water* [online]. 2020 [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Centimetre_or_millimetre_of_water
- [8] *Parameters Describing the Pulse Wave* [online]. Department of Medical Biophysics, Faculty of Medicine, Palacký University Olomouc, Czech Republic, 2008 [cit. 2020-12-28]. ISSN 1802-9973. Dostupné z: https://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/58/58_473.pdf
- [9] *Rychlost pulzové vlny: Praktika - úkol XII* [online]. Masarykova Univerzita, Brno [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/el/1411/podzim2015/ZLFY0321c/um/Praktika-ukolXII.pdf?lang=en>
- [10] NAVRÁTIL, Kamil. *ANALÝZA PERIFERNÍ PULZOVÉ VLNY V MĚŘENÍ BOLESTI* [online]. Olomouc, 2008 [cit. 2020-12-28]. Dostupné

- z: https://www.chirurg.cz/navratk/mereni_bolesti/autoreferat-disertace-dr_navratil.pdf. Autoreferát k disertační práci. Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, Ústav lékařské biofyziky. Vedoucí práce Prof. Ing. Jan Hálek, CSc.
- [11] UNIVERZITA KOMENSKÉHO, PRÍRODOVEDECKÁ FAKULTA. *KARDIOVASKULÁRNY SYSTÉM: Funkčno-morfologická organizácia krvného obehu* [online]. Bratislava, 2020 [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: https://fns.uniba.sk/fileadmin/prif/biol/kzf/pedagogovia_fyziologia/KVS_f.pdf
- [12] KLABUNDE, Richard E. MARIAN UNIVERSITY COLLEGE OF OSTEOPATHIC MEDICINE. *Cardiovascular Physiology Concepts: Systemic Circulation* [online]. 2. Indianapolis, Indiana, 2016, 12.6.2016 [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://www.cvphysiology.com/Blood%20Pressure/BP019>
- [13] *Arterie: Histologická stavba* [online]. WikiSkripta [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Arterie>
- [14] Boundless Anatomy and Physiology: Cardiovascular System: Blood Vessels. *Lumen* [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://courses.lumenlearning.com/boundless-ap/chapter/arteries/>
- [15] SHEPS, Sheldon G. MAYO CLINIC. *Pulse pressure: An indicator of heart health?: What is pulse pressure? How important is pulse pressure to your overall health?* [online]. 2020 [cit. 2020-12-29].
- [16] FARSKÝ, Štefan. Vyšetovanie arteriálnej tuhosti: Measurement of arterial stiffness. *Via practica: moderný časopis pre lekárov prvého kontaktu*. Bratislava: SOLEN, 2009, 6(4), 153-156. ISSN 1336-4790.
- [17] TOWNSEND, Raymond R., Henry R. BLACK, Julio A. CHIRINOS, et al. Clinical Use of Pulse Wave Analysis: Proceedings From a Symposium Sponsored by North American Artery. *The Journal of Clinical Hypertension* [online]. 2015, 17(7), 503-513 [cit. 2020-12-30]. ISSN 15246175. Dostupné z: doi:10.1111/jch.12574
- [18] *E-Fyzika I: Interferencia koherentných vlnení postupujúcich proti sebe, stojaté vlnenie* [online]. Bratislava: Slovenská technická univerzita [cit. 2020-12-30]. Dostupné z: http://kf-lin.elf.stuba.sk/ballo/fyzika_online/Fyzika%20I/VI%20kapitola/kmity-vlny2-5-2.htm

- [19] DE LIMA, RLS, AM DE AMORIM, RC DANTAS, RDC ARAÚJO CUNHA a LBN CUNHA MAGALHÃES. Correlation between age and pulse wave velocity in adults, salvador, bahia, brazil in a populationbased study: Design, methods and preliminary results. *Journal of Cardiovascular Medicine and Cardiology* [online]. 2019, **6**(3), 061-066 [cit. 2021-01-02]. ISSN 24552976. Dostupné z: doi:10.17352/2455-2976.000093
- [20] HARLOFF, Andreas, Hanieh MIRZAEI, Thomas LODEMANN, et al. Determination of aortic stiffness using 4D flow cardiovascular magnetic resonance - a population-based study. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* [online]. 2018, **20**(1) [cit. 2021-01-02]. ISSN 1532-429X. Dostupné z: doi:10.1186/s12968-018-0461-z
- [21] DUPONT, Jennifer J., Rachel M. KENNEY, Ayan R. PATEL a Iris Z. JAFFE. Sex differences in mechanisms of arterial stiffness. *British Journal of Pharmacology* [online]. 2018, **176**(21), 4208-4225 [cit. 2021-01-02]. ISSN 0007-1188. Dostupné z: doi:10.1111/bph.14624
- [22] AHIMASTOS, Anna A., Melissa FORMOSA, Anthony M. DART a Bronwyn A. KINGWELL. Gender Differences in Large Artery Stiffness Pre- and Post Puberty. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism* [online]. 2003, **88**(11), 5375-5380 [cit. 2021-01-02]. ISSN 0021-972X. Dostupné z: doi:10.1210/jc.2003-030722
- [23] TAN, Isabella, Mark BUTLIN, Ying Yi LIU, Keith NG a Alberto P. AVOLIO. Heart Rate Dependence of Aortic Pulse Wave Velocity at Different Arterial Pressures in Rats. *Hypertension* [online]. 2012, **60**(2), 528-533 [cit. 2021-01-03]. ISSN 0194-911X. Dostupné z: doi:10.1161/HYPERTENSIONAHA.112.194225
- [24] HAYWARD, Christopher S., Alberto P. AVOLIO a Michael F. O'ROURKE. Arterial Pulse Wave Velocity and Heart Rate. *Hypertension* [online]. 2002, **40**(6) [cit. 2021-01-03]. ISSN 0194-911X. Dostupné z: doi:10.1161/01.HYP.0000038734.25997.A9
- [25] PANDEY, Kanti Bhooshan a Syed Ibrahim RIZVI. Plant Polyphenols as Dietary Antioxidants in Human Health and Disease. *Oxidative Medicine and Cellular Longevity* [online]. 2009, **2**(5), 270-278 [cit. 2021-01-03]. ISSN 1942-0900. Dostupné z: doi:10.4161/oxim.2.5.9498
- [26] *Pulse Wave Velocity Measurement: Body Cardio - Frequently asked questions about Pulse Wave Velocity* [online]. WITHINGS [cit. 2021-01-05].

Dostupné z: <https://support.withings.com/hc/en-us/articles/220301947-Body-Cardio-Frequently-asked-questions-about-Pulse-Wave-Velocity>

- [27] HUTTUNEN, Janne M. J., Leo KÄRKKÄINEN, Harri LINDHOLM a Daniel A BEARD. Pulse transit time estimation of aortic pulse wave velocity and blood pressure using machine learning and simulated training data. *PLOS Computational Biology* [online]. 2019, **15**(8) [cit. 2021-01-06]. ISSN 1553-7358. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pcbi.1007259
- [28] REFAAT, Alaa, Mohamed ABDOU, Ali ISMAEL a Ihab ALHELALI. Aortic stiffness and microalbuminuria in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Egyptian Journal of Chest Diseases and Tuberculosis* [online]. 2015, **64**(3), 541-549 [cit. 2021-01-06]. ISSN 04227638. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejcdt.2015.03.008
- [29] VLACHOPOULOS, Charalambos, Dimitrios TEREANTES-PRINTZIOS, Stephane LAURENT, et al. Association of Estimated Pulse Wave Velocity With Survival. *JAMA Network Open* [online]. 2019, **2**(10) [cit. 2021-01-06]. ISSN 2574-3805. Dostupné z: doi:10.1001/jamanetworkopen.2019.12831
- [30] TOMIYAMA, H. a A. YAMASHINA. Ankle-Brachial Pressure Index and Pulse Wave Velocity in Cardiovascular Risk Assessment. *Encyclopedia of Cardiovascular Research and Medicine* [online]. Elsevier, 2018, 2018, s. 111-122 [cit. 2021-01-06]. ISBN 9780128051542. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-809657-4.99592-9
- [31] ROLFE, P., Yan ZHANG, Jinwei SUN, et al. *Invasive and non-invasive measurement in medicine and biology: calibration issues* [online]. In: . 2010-8-24, s. 754454- [cit. 2021-03-09]. Dostupné z: doi:10.1117/12.885397
- [32] PEREIRA, Tânia, Carlos CORREIA a João CARDOSO. Novel Methods for Pulse Wave Velocity Measurement. *Journal of Medical and Biological Engineering* [online]. 2015, **35**(5), 555-565 [cit. 2021-03-10]. ISSN 1609-0985. Dostupné z: doi:10.1007/s40846-015-0086-8
- [33] WOOLAM, G. L., P. L. SCHNUR, C. VALLBONA a H. E. HOFF. The Pulse Wave Velocity as an Early Indicator of Atherosclerosis in Diabetic Subjects. *Circulation* [online]. 1962, **25**(3), 533-539 [cit. 2021-03-10]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi:10.1161/01.CIR.25.3.533
- [34] VONDRA, Vlastimil, Pavel JURAK, Josef HALAMEK a Ivo VISCOR. *DEVICE FOR BLOOD FLOW PROPERTY MEASUREMENT AND METHOD*

OF ITS CONNECTION. USA. US 9,167,984 B2. Uděleno 10.12.2009. Zapsáno 24.6.2010.

- [35] Cardiovascular Diseases. *World Health Organisation* [online]. [cit. 2021-03-18]. Dostupné z: https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases#tab=tab_1
- [36] Density of Blood. *The Physics Factbook: An encyclopedia of scientific essays* [online]. [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://hypertextbook.com/facts/2004/MichaelShmukler.shtml>
- [37] MATSUMURA, Kenta, Hiroko NOGUCHI, Peter ROLFE, Takehiro YAMAKOSHI a Yutaka MATSUOKA. Differential Effect of Two Mental Stress Tasks on Arterial Stiffness. *Japanese Psychological Research* [online]. 2019, **61**(4), 249-261 [cit. 2021-5-14]. ISSN 0021-5368. Dostupné z: doi:10.1111/jpr.12235
- [38] Stress effects on the body. *American Psychological Association* [online]. 1.11.2018 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://www.apa.org/topics/stress/body>
- [39] Collection of Human Figure Outline (45). *Clipart Library* [online]. [cit. 2021-5-24]. Dostupné z: <http://clipart-library.com/human-figure-outline.html>
- [40] Filter: 1-D digital filter. *MathWorks* [online]. [cit. 2021-5-25]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/filter.html>
- [41] REITEROVÁ, Eva. *Statistika pro nelékařské zdravotnické obory* [online]. Křížkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2016 [cit. 2021-5-26]. ISBN 978-80-244-5082-7. Dostupné z: doi:10.5507/fzv.16.24450827
- [42] KULHÁNEK, Tomáš, Jiří KOFRÁNEK a Marek MATEJÁK. *PULSUJÍCÍ MODEL KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU* [online]. In: . Praha, s. 7 [cit. 2021-5-26]. Dostupné z: creativeconnections.cz/medsoft/2015/Medsoft_2015_kulhanek.pdf

Zoznam symbolov, veličín a skratiek

A-V chlopne atrioventrikulárne chlopne

ms	milisekunda – jednotka času rovná 10^{-3} sekundy
mmHg	milimeter ortuťového stĺpca – jednotka tlaku (označovaný ako aj "torr")
TK	tlak krvi [mmHg]
MAP	Mean Arterial Pressure – stredný arteriálny tlak [mmHg]
TF	tepová frekvencia – [bpm - beats per minute, údery srdca za minútu]
PT	pulzový tlak [mmHg]
ISH	Izolovaná systolická hypertenzia
PWV	Pulse Wave Velocity – rýchlosť pulzovej vlny [m/s]
cmH₂O	jednotka tlaku – centimeter vody (1 mmHg=1,3595 cmH ₂ O)
CVD	Cardiovascular Diseases – kardiovaskulárne ochorenia
WHO	World Health Organisation – Svetová zdravotnícka organizácia
SAT	stredný arteriálny tlak [mmHg]
DT	diastolický tlak [mmHg]
DN	dicrotic notch – dikrotický zárez
TT	transit time – tranzitný čas [ms]
MBP	Mean Blood Pressure - stredný tlak krvi [mmHg]
DTK	diastolický tlak krvi [mmHg]
STK	systolický tlak krvi [mmHg]
E	model pružnosti [Pa]
h	hrúbka (cievy) [mm]
r	polomer (cievy) [mm]
p	hustota krvi [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$], normálna hustota krvnej plazmy je 1060 [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$][36]

VI	vaskulárny index
MA	mental arithmetic – mentálne aritmetické úlohy
MT	mirror-tracing – úlohy zrkadlového trasovania
cfPWV	karotído-femorálna PWV
ftPWV	femorálno-tibiálna PWV
ctPWV	karotído-tibiálna PWV
crPWV	karotído-riadiálna PWV
GUI	Graphical User Interface – Grafické užívateľské rozhranie
CH	Channel – označenie pre kanál pri snímaní bioimpedančných signálov
DP	filter typu dolná priepust